



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO DE MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DA RETENÇÃO DE UM CIMENTO DENTÁRIO AO
ESPIGÃO DE FIBRA DE VIDRO APÓS DIFERENTES
PRÉ-TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Trabalho submetido por
Susana de Jesus Gomes Cortes
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2017



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DA RETENÇÃO DE UM CIMENTO DENTÁRIO AO
ESPIGÃO DE FIBRA DE VIDRO APÓS DIFERENTES
PRÉ-TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Trabalho submetido por
Susana de Jesus Gomes Cortes
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Mário Polido

Outubro de 2017

*“A viagem da descoberta consiste não em achar novas paisagens, mas em ver com
novos olhos.”*

Marcel Proust

Agradecimentos

Ao meu orientador, professor Doutor Mário Polido, por me ter guiado na realização deste trabalho de investigação, o seu apoio e orientação foram cruciais durante todo o percurso. Obrigada também por me ter disponibilizado o laboratório de Biomateriais, local onde conduzi esta investigação.

À professora Doutora Ana Azul, por me ter ajudado a conseguir o material necessário e por se mostrar sempre pronta a ajudar.

Ao professor Doutor José Brito, pelo auxílio na análise estatística.

Ao professor Doutor Pedro Oliveira por me ter ajudado com a utilização da lupa estereoscópica.

À 3M ESPE, que cedeu todo o material necessário para a realização desta experiência.

À minha colega de laboratório, Michelle por todo o companheirismo e ajuda.

À minha parceira de box, Myriam, por todo o auxílio e apoio manifestados ao longo destes últimos anos.

À Cristiana e à Rita por toda a amizade e afeto durante todo o percurso académico.

Ao João, por todo o amor e carinho.

Ao meu pai, à minha mãe, ao meu irmão e às minhas avós pelo apoio incondicional em todos os momentos.

A todos o meu mais profundo agradecimento.

Resumo

Objetivo: Avaliar a resistência adesiva por microtração, de um cimento dentário, na cimentação de espigões de fibra de vidro com diferentes tipos de pré-tratamento de superfície e abordagens de adesão, *Etch & Rinse* e *Self-Etch*.

Materiais e Métodos: 20 incisivos centrais superiores hígidos humanos, extraídos por motivos ortodônticos ou periodontais e cedidos pelo banco de dentes do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, foram seccionados em duas metades no sentido vestibulo-lingual e divididos aleatoriamente por 4 grupos (n=10): (1) GC ER, Grupo de controlo em que a adesão foi sob a técnica *Etch & Rinse*; (2) GC SE, Grupo de controlo em que a adesão foi sob a técnica *Self-Etch*; (3) GOA ER, Grupo em que o espigão foi jateado com óxido de alumínio e a adesão foi sob a técnica *Etch & Rinse*. (4) GOA SE, Grupo em que o espigão foi jateado com óxido de alumínio e a adesão foi sob a técnica *Self-Etch*. Após terem sido obtidas as 40 metades de dentes monorradiculares com ajuda do micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca), cada metade foi cimentada a um espigão de fibra de vidro (RelyX™ Fiber Post, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) com RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), conforme descrito anteriormente. Por fim, foram seccionadas fatias de 1 mm de espessura e testadas na máquina de testes universais (Shimadzu Autograph Ag-Is, Tóquio, Japão) à velocidade de 1 mm/min. Aplicou-se a ANOVA *two-way* ($p < 0.05$) para analisar a amostra.

Resultados: Os valores de resistência adesiva, expressos em MPa, foram mais elevados no grupo GOA SE, não se verificando, diferenças significativas entre os grupos.

Conclusões: Os espigões RelyX™ Fiber Post, sujeitos a diferentes tipos de tratamentos de superfície, quando cimentados com RelyX™ Ultimate, não apresentaram diferenças significativas entre eles.

Palavras-Chave: *Espigões de Fibra de vidro, Microtração, Cimento Dentário, Adesão*

Abstract

Objective: The aim of this study was to evaluate the adhesive bond strength of a dental cement in the cementing of fiberglass posts with different types of surface pretreatment and adhesion approaches, *Etch & Rinse* and *Self-Etch*.

Materials and Methods: 20 healthy human upper central incisors, extracted due to orthodontic or periodontal motives, yielded by the teeth bank of the “Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz” were sectioned in two halves, cutted in the buccal-lingual sense and randomly divided in 4 groups (n = 10): (1) GC ER, Control group with adhesion under *Etch & Rinse* mode; (2) GC SE, Control group with adhesion under the *Self-Etch* mode; (3) GOA ER, Group in which the posts were treated with aluminum oxide and adhesion was under *Etch & Rinse* mode. (4) GOA SE, Group in which the posts were treated with aluminum oxide and adhesion was under the *Self-Etch* mode. After the 40 monoradicular tooth halves were obtained with the aid of the hard tissue microtome (Accutom-50, Struers, Denmark), a glass fiber post (RelyX™ Post Fiber, 3M ESPE, Sheefeld, Germany) was cemented with RelyX™ Ultimate, (3M ESPE, Sheefeld, Germany) as described above. Finally 1 mm thick slices were sectioned and tested on the Universal Testing Machine (Shimadzu Autograph Ag-Is, Tokyo, Japan) at a speed of 1 mm / min. The data were analyzed by ANOVA two-way ($p < 0.05$) to compare the groups.

Results: Adhesive strength values, expressed in MPa, were higher in the GOA SE group, but there weren't significant differences between the groups.

Conclusions: RelyX™ Fiber Post posts, subject to different surface treatments, when cemented with RelyX™ Ultimate, did not present significant differences between them.

Keywords: Fiberglass posts, Microtensile, Dental Cement, Adhesion

ÍNDICE GERAL

| | | |
|----------|---|-----------|
| I. | Introdução | 13 |
| 1. | Estrutura dentária..... | 14 |
| 1.1. | Esmalte | 14 |
| 1.2. | Dentina | 15 |
| 2. | Adesão | 17 |
| 2.1. | Adesão à dentina | 18 |
| 2.2. | Classificação dos Sistemas adesivos | 19 |
| 2.2.1. | Remoção da smear layer | 19 |
| 2.2.2. | Gerações..... | 20 |
| 2.2.3. | Número de passos clínicos..... | 21 |
| 2.2.3.1. | Técnica adesiva <i>Etch & Rinse</i> | 22 |
| 2.2.3.2. | Sistema adesivo <i>Self-Etch</i> | 25 |
| 2.3. | Adesivos Multimodo ou Universais..... | 26 |
| 2.4. | Solvente..... | 27 |
| 2.5. | Adesão aos espigões de fibra de vidro | 28 |
| 3. | Cimentos dentários | 28 |
| 3.1. | Cimentos resinosos..... | 29 |
| 4. | Espigões..... Erro! Marcador não definido. | |
| 4.1. | O que é um espigão? | 30 |
| 4.2. | Indicações para o uso de espigões..... | 30 |
| 4.3. | Principais características | 31 |
| 4.3.1. | Remanescente coronário | 31 |
| 4.3.2. | Comprimento | 32 |
| 4.3.3. | Diâmetro | 33 |
| 4.4. | Tipos de espigões | 34 |
| 4.4.1. | Espigões Ativos e Passivos..... | 34 |

| | |
|---|-----------|
| 4.4.2. Espigões Paralelos e cónicos | 34 |
| 4.4.3. Espigões metálicos de núcleo fundido..... | 34 |
| 4.4.4. Espigões pré-fabricados de fibra de vidro | 35 |
| 4.5. Tratamento de superfície | 35 |
| 5. Microtração..... | 36 |
| II. Objetivos..... | 39 |
| 1. Hipóteses Experimentais | 39 |
| III. Materiais e Métodos | 41 |
| 1. Preparação dos dentes..... | 44 |
| 2. Distribuição da amostra | 45 |
| 3. Preparação dos espigões | 46 |
| 4. Secção de uma fatia de 1 mm | 47 |
| 5. Aplicação do sistema adesivo..... | 47 |
| 6. Cimentação do espigão de fibra de vidro ao dente..... | 49 |
| 7. Testes de Microtração..... | 51 |
| IV. Resultados | 53 |
| 1. Análise estatística | 53 |
| 2. Análise do padrão de fratura..... | 53 |
| 3. Comparação da resistência adesiva entre os grupos..... | 56 |
| V. Discussão | 59 |
| VI. Conclusões | 67 |
| VII. Bibliografia..... | 69 |
| VIII. Anexos | |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Corte transversal de um dente anterior e dos seus tecidos circundantes. | 14 |
| Figura 2 - Estrutura dentinária. Dentina mais próxima da JAD (Cima), Dentina mais próxima da polpa (Baixo). Podem-se observar diferenças significativas entre a dentina intertubular e a peritubular bem como o espaço e volume do lúmen de ambas. (Hilton et al., 2013)..... | 16 |
| Figura 3 - SL- Smear layer; SP- Smear Plugs (Heymann <i>et al.</i> , 2012)..... | 20 |
| Figura 4 - Fotografia microscópica (1250x) da interface entre a resina e a dentina. RC- Resina composta; AR- Adesivo; HL- Camada Híbrida; T- Resin Tags; D- Dentina..... | 22 |
| Figura 5 - Imagens obtidas com microscópio FESEM para observar as superfícies dentárias após o condicionamento com ácido ortofosfórico a 35%. (A) - Dentina: Imagem da superfície dentinária desmineralizada após o condicionamento com ácido ortofosfórico por 15 segundos. (B) - Esmalte: Imagem da superfície irregular do esmalte após o condicionamento com ácido ortofosfórico por 30 segundos. (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013)..... | 23 |
| Figura 6 - Dente anterior com pouca altura coronária. Quando reabilitado com espigão levou à fratura radicular. (Shillingburg et al. 2012) | 32 |
| Figura 7 – Radiografia de um dente anterior com uma broca <i>peesó</i> no seu interior. Técnica utilizada para determinar o comprimento do canal (Shillingburg <i>et al.</i> , 2012).32 | |
| Figura 8 - Delta apical (Ecimed, n.d.) | 33 |
| Figura 9 - Imagem ilustrativa dos diferentes diâmetros de remanescente dentário na presença de um espigão. A- O diâmetro do espigão não deve exceder um terço da junção cimento-esmalte. B- Na porção intermédia deve ter pelo menos 2,00 mm a menos do diâmetro da coroa. (Shillingburg et al., 2012)..... | 33 |
| Figura 10 - RelyX™ Ultimate, (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | 42 |
| Figura 11 - Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | 42 |
| Figura 12 - Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)..... | 42 |
| Figura 14 - Preparação do dente (A- Abertura do dente e numeração da amostra; B- Permeabilização com as limas K-Flexofile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça); C- Sistema NiTi ProTaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça); D- Trepano vermelho, correspondente ao tamanho 2 (3M, ESPE, Seefeld, Alemanha); E- Dente colocado ao | |

| | |
|--|----|
| bloco de base acrílica com cera colante para espigão e inserção no micrótomo; F- Micrótomo de tecidos duros (Accuton Struers, Dinamarca); G- Metades obtidas após cortes no sentido vestibulo-lingual)..... | 45 |
| Figura 15 - A- Jateamento dos espigões de fibra de vidro com óxido de alumínio; B- Rocatec Junior (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | 46 |
| Figura 16 -As partículas de Rocatec™ Pre foram jateadas para a superfície do espigão provocando rugosidades. (3M ESPE, 2017c)..... | 46 |
| Figura 17 - Corte de uma fatia de dente. (A- Medição da fatia antes do corte pelo micrótomo de tecidos duros (Accuton Struers, Dinamarca); B- Fatia de 1mm)..... | 47 |
| Figura 18 - Técnica adesiva Etch & Rinse. (A- Limpar o canal com água; B- Secar o canal com o sani-tip; C- Condicionar a dentina com Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE Seefeld, Alemanha) por 15 seg. D- Limpar a superfície condicionada; E- Secar a superfície com sani-tip; F- Aplicar o sistema adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE Seefeld, Alemanha); G- Secar a superfície de modo a existir uma camada homogênea de adesivo em toda a superfície) | 48 |
| Figura 19 - Técnica adesiva <i>Self-Etch</i> . (A- Limpar o canal com água; B- Secar o canal com cones de papel; C- Aplicar o sistema adesivo Scotchbond™ Universal; D- Limpar os excessos com cones de papel; E- Secar com seringa de ar por 5 seg.) | 48 |
| Figura 20 - Condicionamento adesivo do espigão fibra de vidro. (A- Limpeza da espigão com uma compressa embebida em álcool; B- Condicionamento adesivo com Scotchbond™ Universal) | 48 |
| Figura 21 - Cimentação do espigão de fibra de vidro ao dente. (A- Dispensar algum material num bloco para assegurar que o conteúdo da seringa sai uniformemente; B- Aplicar o cimento no dente com a ajuda de uma <i>endo tip</i> de forma homogênea e sem criar bolhas; C- Ir subindo a <i>endo tip</i> lentamente; D- Após colocar o espigão, fotopolimerizar por 20 segundos; E- Aspetto final do dente após cimentação do espigão de fibra de vidro) | 50 |
| Figura 22 - Exemplar Final..... | 50 |
| Figura 23 - Jig na máquina de testes universais (Schimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão)..... | 51 |
| Figura 24 - Medição da área da superfície aderida ao dente. (Bouillaguet et al., 2003) | 51 |
| Figura 25 – Classificação dos diferentes tipos de fratura. (A- Fratura adesiva espigão/cimento: a fratura ocorre na interface entre o espigão de fibra de vidro e o cimento | |

| | |
|---|----|
| de resina; B- Fratura adesiva cimento/dente: a fratura ocorre na interface entre o cimento de resina e o dente; C- Fratura coesiva no cimento: a rotura ocorre exclusivamente no cimento de resina; D- Fratura coesiva em espigão: a fratura ocorre exclusivamente no espigão; E- Fratura mista: combinação das falhas anteriores;) | 52 |
| Figura 26 - Fraturas registadas no grupo de controlo tratado sob o protocolo adesivo Etch & Rinse | 54 |
| Figura 27 - Fraturas registadas no grupo de controlo tratado sob o protocolo adesivo Self-Etch..... | 54 |
| Figura 28 - Fraturas registadas no grupo tratado com óxido de alumínio e sob o protocolo adesivo Etch & Rinse | 55 |
| Figura 29 - Fraturas registadas no grupo tratado com óxido de alumínio e sob o protocolo adesivo Self-Etch..... | 55 |
| Figura 30 - Análise dos diferentes tipos de fratura entre os grupos amostrais | 56 |
| Figura 31 - Valores médios da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos amostrais | 57 |

Índice de Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Composição dos materiais dentários utilizados de acordo com as instruções do fabricante. | 43 |
| Tabela 2 - Distribuição da amostra | 45 |
| Tabela 3 - Indicações dos fabricantes para a aplicação de Scotchbond™ Universal Etchant, Scotchbond™ Universal e RelyX™ Ultimate. | 49 |
| Tabela 4 - Resumo das médias da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos dentes que manifestaram fraturas adesivas | 56 |

Lista de Siglas

μm - Micrómetros

μ -TBS- Força de Microtração

10-MDP- 10-metacriloxietil dihidrogenofosfato

Al_2O_3 - Óxido de Alumínio

arc- Arco da circunferência

bar- Medida de pressão

Bis-GMA- Bisfenol A-glicidil Metacrilato

FESEM - Field Emission Scanning Electron Microscopy

GC- Grupo de Controlo

GOA- Grupo Óxido de Alumínio

GPa- Gigapascal

HEMA- Hidroxietil Metacrilato

JAC- Junção Amelocementária

JAD- Junção Amelodentinária

mm- Milímetro

mm^2 - Milímetro quadrado

$m W/cm^2$ - Milliwatts por Centímetro Quadrado

MPa – Megapascal

NaOCl- Hipoclorito de Sódio

NiTi- Níquel Titânio

NPG-GMA- N-fenilglicina-glicidil metacrilato

PENTA- Dipentaeritriol penta acrilato

TEGMA- Trietileno Glicol Dimetacrilato

UDMA- Uretano Dimetacrilato

I. Introdução

O dente humano é uma estrutura heterogênea, composta por esmalte, dentina, polpa e cimento (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013).

A necessidade de tratamento restaurador pode ter origem em variados fatores: cárie, desgaste, motivos estéticos ou traumatismo. Dentes tratados endodonticamente e que apresentam uma destruição coronária superior a 50%, tornam-se mais frágeis. Deste modo necessitam de ser reabilitados com um espigão e coto (Webber *et al.*, 2015).

A morfologia do canal radicular é diferente de cervical para apical e de dente para dente. Nesta investigação foram utilizados incisivos centrais superiores. Estes, por norma, apresentam uma forma oval em cervical e circular em apical. É importante ser corretamente localizado o seu canal radicular e ser conhecida a sua anatomia para que não haja risco de perfuração apical ou lateral, quando o canal é preparado ou quando o espigão é colocado (Perdigão, 2016).

Com o desenvolvimento de novas técnicas adesivas, a preparação do dente tem sido cada vez mais minimamente invasiva, ou seja, é removida menos estrutura dentária (Heymann *et al.*, 2012).

A adesão do espigão ao remanescente dentário pode ser influenciada por diversos fatores tais como: o tipo de cimento utilizado, a forma do espigão, o material que o constitui, se a sua superfície é ativa ou passiva ou se teve um pré-tratamento de superfície (Sahafi *et al.*, 2003; Andretti, 2011).

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva por microtração, de um cimento dentário, na cimentação de espigões de fibra de vidro com diferentes tipos de pré-tratamento de superfície e abordagens de adesão (*Etch & Rinse* e *Self-Etch*).

1. Estrutura dentária

1.1. Esmalte

O esmalte é a camada mais externa do dente, cobrindo a coroa anatômica, como se pode observar na Figura 1. O seu tecido é o mais resistente do corpo humano e está envolvido num ambiente salivar que lhe confere estabilidade e proteção (West & Joiner, 2014).

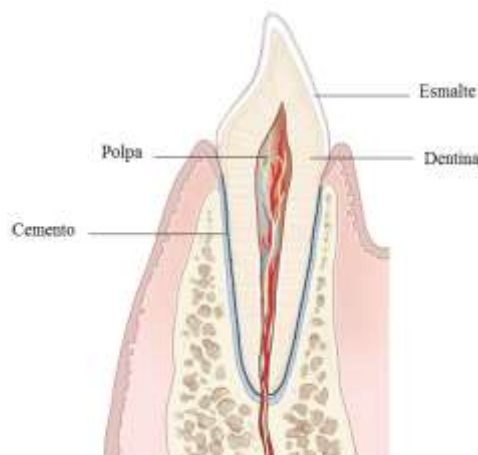


Figura 1 - Corte transversal de um dente anterior e dos seus tecidos circundantes.
(Anusavice K. J., Shen C., Rawls H.R., 2013)

O esmalte é formado a partir de células, denominadas de ameloblastos. Estas células têm origem na ectoderme, durante a fase embriogénica e ajudam a diferenciar o esmalte dos restantes tecidos (Heymann *et al.*, 2012).

Quimicamente, o esmalte é altamente mineralizado, 95% a 98% da sua constituição é matéria inorgânica. O seu principal constituinte, o cristal de hidroxiapatite $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, ocupa 90% a 92% do seu volume, proporcionando assim a dureza que lhe é característica (Heymann *et al.*, 2012; West & Joiner, 2014).

Estruturalmente, o esmalte é composto por milhões de cristais que formam prismas. Estes, estendem-se desde a junção amelodentinária (JAD) até a superfície externa do dente. O seu diâmetro, no entanto, varia consoante a sua localização. Próximo da JAD tem aproximadamente 4 μm e na porção mais externa cerca de 8 μm . Assim a sua dureza é superior na porção mais exterior do dente. A sua espessura diminui progressivamente de coronal até à junção amelocementária (JAC) (Heymann *et al.*, 2012; West & Joiner, 2014).

1.2. Dentina

A dentina ocupa a maior parte da estrutura dentária, estendendo-se sob quase todo o seu comprimento. Externamente, a dentina é coberta por esmalte na porção coronal e por cimento na raiz anatômica. Internamente, a dentina cobre as paredes da cavidade pulpar, como demonstrado na Figura 1 (Goldberg *et al.*, 2011).

Durante a preparação do dente, a dentina, distingue-se do esmalte pela sua cor, dureza, reflectância e som. Enquanto o esmalte apresenta uma superfície mais brilhante, a dentina demonstra uma superfície mais opaca e mole. Esta característica faz com a dentina se torne menos refletiva (Hilton *et al.*, 2013).

A composição da dentina humana é de aproximadamente 75% de material inorgânico, 20% de material orgânico e 5% de água e outros materiais. A dentina é menos mineralizada do que o esmalte, mas mais mineralizada do que o osso ou o cimento. A sua matéria inorgânica é principalmente constituída por cristais de hidroxiapatite, que se encontram dispostos de forma menos sistemática que no esmalte e com menor dimensão. A matéria orgânica da dentina é formada essencialmente por colagénio. Esta constituição faz com que a dentina seja significativamente mais mole do que o esmalte. A sua dureza varia consoante a localização. Próximo da JAD é aproximadamente 3x mais dura do que perto da polpa. A sua força de tensão apresenta sensivelmente 40 MPa, que é aproximadamente metade da do esmalte (Goldberg *et al.*, 2011; Heymann *et al.*, 2012).

Os túbulos dentinários são pequenos canais que se estendem por toda a dentina, desde a polpa até à JAD ou JAC. Cada túbulo contém processos de células citoplasmáticas de um odontoblasto no seu interior. O seu exterior é delimitado por dentina hipermineralizada, denominada de peritubular. A dentina intertubular encontra-se dispersa próxima da dentina peritubular. Esta dentina é menos mineralizada e contém fibras de colagénio (Heymann *et al.*, 2012).

O número de túbulos aumenta de cerca de 15.000 mm^2 até 20.000 mm^2 na JAD para cerca de 45.000 mm^2 a 65.000 mm^2 na porção mais próxima da polpa. Na dentina mais coronal, o diâmetro médio dos túbulos junto da JAD é de $0,63 \text{ }\mu\text{m}$ enquanto que na dentina mais próxima da polpa pode apresentar até $2,37 \text{ }\mu\text{m}$ (Figura 2) (Heymann *et al.*, 2012).

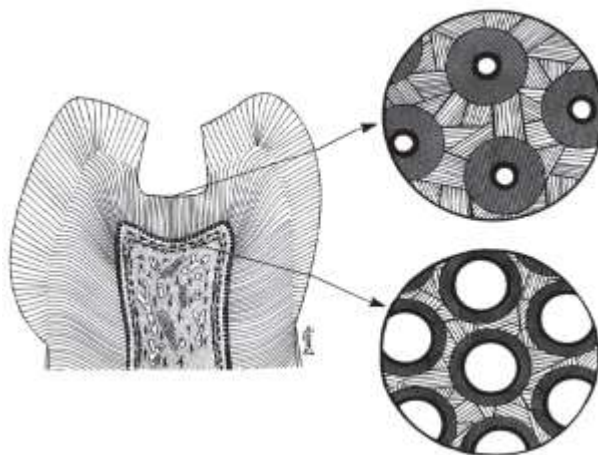


Figura 2 - Estrutura dentinária. Dentina mais próxima da JAD (Cima), Dentina mais próxima da polpa (Baixo). Podem-se observar diferenças significativas entre a dentina intertubular e a peritubular bem como o espaço e volume do lúmen de ambas. (Hilton *et al.*, 2013)

Os odontoblastos fazem parte da dentina e dos tecidos pulpaes. Os seus corpos, estendem-se desde a cavidade pulpar até à JAD. Devido aos processos odontoblásticos, a dentina é considerada um tecido vivo, com a capacidade de reagir fisiológica e patologicamente a estímulos. Estes estímulos podem resultar em mudanças, durante o período de vida do dente, tais como a formação de dentina secundária ou terciária (Junqueira, 2004; Hilton *et al.*, 2013).

Ao contrário do verificado no esmalte, a formação de dentina continua após a erupção dos dentes. Fisiologicamente e anatomicamente, a dentina é uma estrutura complexa, tendo sido encontrada na sua composição diferentes tipos de dentina. A dentina que dá a forma inicial ao dente é denominada de dentina primária. Esta encontra-se completamente formada 2 a 3 anos após a erupção do dente, coincidindo com a apexificação da raiz (Junqueira, 2004; Hilton *et al.*, 2013).

Após a formação da dentina primária, os depósitos de dentina continuam a uma velocidade mais reduzida. Na dentina secundária, os túbulos tomam um padrão direcional ligeiramente diferente em contraste com a dentina primária que se desenvolve junto à porção mais central do dente, a polpa (Hilton *et al.*, 2013).

A dentina terciária, não é fisiológica, formando-se em resposta a um estímulo local. Esta pode apresentar-se de diferentes formas: reparadora ou reacional. Quando a superfície dentária sofre influência de um agente irritante os odontoblastos podem voltar

à fase ativa. A dentina reacional é formada por odontoblastos maduros, em resposta a estímulos de baixa intensidade. Por outro lado, a dentina reparadora é formada após a morte de odontoblastos em resposta a estímulos de baixa ou alta intensidade (Heymann *et al.*, 2012; Larmas & Sándor, 2014).

2. Adesão

O princípio da adesão na Medicina Dentária foi fundado em 1955 por Buonocore. O seu objetivo era melhorar as forças de ligação entre o material restaurador e o substrato, o que se mostrou possível através da aplicação de agentes de união (Buonocore, 1955).

Segundo a norma ISO/TS 11405:2015 (E) a adesão é definida como “O estado no qual duas superfícies são mantidas unidas por meio de forças químicas, físicas ou ambas, com a ajuda de um adesivo”. Adesivo por sua vez é “A substância capaz de manter os materiais unidos”.

O uso de uma técnica adesiva minimiza a quantidade de estrutura dentária destruída, sendo por isso considerada uma técnica minimamente invasiva (Perdigão, 2016).

Em Dentisteria, a adesão à estrutura dentária é o resultado de quatro teorias possíveis: (1) Teoria Mecânica: segundo esta doutrina, a adesão provém da penetração da resina e formação de *resin tags* na superfície dentária; (2) Teoria de Absorção: quando o adesivo se fixa sobre a superfície a aderir, este promove a ligação química e física aos componentes inorgânicos e orgânicos; (3) Teoria de Difusão: segundo esta teoria, a adesão deve-se à interpenetração de substâncias dentárias nas quais os monómeros resinosos podem ligar-se química e mecanicamente; (4) Teoria de Combinação: Junção das 3 teorias anteriores (Heymann, Swift, & Ritter, 2012; Hilton, Ferracane, & Broome, 2013).

No meio envolvente, todos os objetos procuram reduzir a sua energia superficial para ficarem mais estáveis. A energia superficial é por norma maior que a energia interna, pois as moléculas presentes na superfície procuram ligar-se. Para uma boa adesão, o adesivo e o substrato devem encontrar-se o mais próximo possível e a tensão de superfície do adesivo deve ser inferior à energia superficial do substrato. Quanto mais alta for a energia de superfície, mais recetiva será a superfície ao adesivo (Hilton *et al.*, 2013).

Segundo Heymann *et al.*, (2012), as falhas de adesão podem ser classificadas em adesivas, coesivas ou mistas, consoante o local onde se encontram. As fraturas adesivas encontram-se na interface de dois materiais diferentes (ex: substrato e adesivo). As fraturas coesivas verificam-se quando há falha num só material (ex: só no substrato, resina composta ou dentina). As fraturas mistas são uma combinação dos casos anteriores (Garcia *et al.*, 2008; Hilton *et al.*, 2013).

2.1. Adesão à dentina

Segundo Kumari, *et al.*, (2015), a adesão à dentina tem-se mostrado menos previsível que a adesão ao esmalte devido à complexidade histológica da mesma.

Quanto mais profunda for a cavidade, maior será a dificuldade de adesão devido à diminuição da quantidade de cristais de hidroxiapatite (Heymann *et al.*, 2012).

A dentina é um substrato dinâmico. A sua adesão depende da capacidade de ligação do adesivo às fibras de colagénio remanescentes após o condicionamento ácido. A aplicação de ácido na dentina, resulta em parcial ou total remoção da smear layer (camada de detritos na superfície dentária) e desmineralização da dentina superficial. O ácido desmineraliza a dentina intertubular e peritubular, abre os túbulos dentinários, expõe as fibras de colagénio da dentina e altera a energia de superfície. Consequentemente, após o condicionamento ácido, a energia de superfície da dentina nas zonas com cristais de hidroxiapatite vai ser mais elevada. Nas zonas com colagénio, a maioria da sua constituição, a energia de superfície vai ser mais reduzida (Goldberg, Kulkarni, Young, & Boskey, 2011; Heymann *et al.*, 2012).

O fluxo do fluido dentinário, o raio, o comprimento dos mesmos e a viscosidade da dentina, são fatores que podem condicionar a adesão à superfície dentinária. Quando as fibras de colagénio não estão envolvidas por monómeros, podem degradar-se, levando ao insucesso da restauração (Heymann *et al.*, 2012; Santos *et al.*, 2014).

A adesão à dentina intra-radicular encontra-se limitada pela dificuldade de acesso ao interior do canal. A diminuição das forças de adesão de coronal para apical são provocadas pela diminuição do número de túbulos dentinários e pela variação do rácio da dentina peritubular em relação à intertubular coronal em direção a apical. A redução da infiltração da dentina peritubular, dá origem a uma diminuição na formação de *resin tags*, comprometendo a adesão (Hilton *et al.*, 2013; Perdigão, 2016).

O fator C, foi definido como o rácio entre a área das superfícies aderidas e não ligadas à restauração. Valores elevados de fator C indicam que o material é polimerizado sob grande pressão. A adesão pode ser preservada se a elasticidade dos materiais envolventes for suficiente para aliviar o *stress* causado pela contração do material resinoso. Os espaços de alívio são pouco prováveis em canais profundos. Em dentes tratados endodonticamente, o fator C apresenta-se com valores muito mais elevados, quando comparado com restaurações coronais que podem apresentar valores entre 1 e 5, consoante o número de faces da restauração (Alomari *et al.*, 2011; Hilton *et al.*, 2013).

2.2. Classificação dos Sistemas adesivos

Ao longo dos anos têm sido utilizados diferentes métodos para a classificação dos sistemas adesivos. São eles, o mecanismo de remoção da *smear layer*, a geração, número de passos clínicos e tipo de solvente (Hilton *et al.*, 2013).

2.2.1. Remoção da *smear layer*

Sempre que a estrutura dentária é cortada ou desgastada, a vedação externa da dentina é perdida e a superfície da dentina fica coberta por uma camada que pode apresentar apenas alguns micrómetros de espessura (1µm a 5 µm) (Hilton *et al.*, 2013; Perdigão, 2016).

Esta camada é designada de *smear layer* e é composta por matéria inorgânica, orgânica, restos de brocas, sangue, componentes bacterianos e subprodutos, entre outros detritos (Oda *et al.*, 2016).

A *smear layer* serve como uma camada de proteção natural sobre a superfície dentinária cortada, porque tem a capacidade de encerrar os túbulos dentinários. Quando os detritos estão nos túbulos dentinários passam a ser designados de *smear plugs* (Figura 3) (Heymann *et al.*, 2012; Perdigão, 2016).

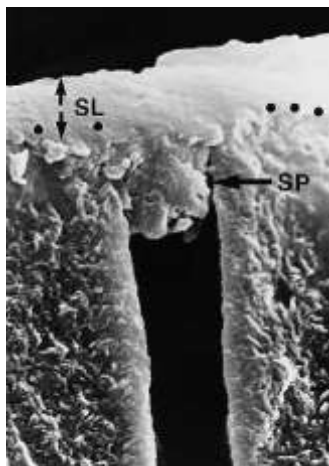


Figura 3 - SL- Smear layer; SP- Smear Plugs (Heymann *et al.*, 2012)

Embora a *smear layer* seja uma boa barreira protetora, esta, apresenta uma ligação relativamente fraca à dentina e está sujeita à dissolução por ácidos (Heymann *et al.*, 2012).

Baseada na técnica de remoção da *smear layer*, os adesivos foram classificados em *Etch & Rinse* e *Self-Etch* (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

2.2.2. Gerações

Os adesivos são agrupados pelas características dos produtos, consoante a ordem de introdução no mercado. Existem atualmente sete gerações, nas quais cada uma apresenta características muito diferentes da anterior. No entanto, nem sempre a geração seguinte representa uma melhoria em relação à anterior (Coelho *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

A primeira geração de sistemas adesivos surgiu entre as décadas de 50 e 60, utilizou o co-monómero N-fenilglicina-glicidil metacrilato (NPG-GMA). Teoricamente, este co-monómero poderia quelar o cálcio da superfície do dente, permitindo a entrada da resina e originando ligações químicas resistentes à água. No entanto, não se mostrou muito eficaz quando usado em restaurações de origem não cariosa (Delvan, 2001; Heymann, Swift, & Ritter, 2012).

O mecanismo de ação dos sistemas adesivos de segunda geração foi baseado na interação polar entre o grupo de fosfato na resina (carga negativa) e o cálcio na *smear*

layer (carga positiva). No entanto, esta técnica adesiva não foi suficiente para impedir as falhas de adesão. A presença da *smear layer* dificultava a capacidade de adesão pela sua fraca capacidade de união à superfície dentária (Delvan, 2001; Heymann *et al.*, 2012).

Com o intuito de debelar os problemas existentes na geração anterior, surgiram os sistemas adesivos de terceira geração. O primeiro passo no processo de adesão dos produtos desta geração era a aplicação de um condicionador que incluía agentes quelantes, como o HEMA, ou ácidos fracos em baixas concentrações. O condicionamento ácido da dentina, levou à permeabilização da *smear layer* e à abertura parcial dos túbulos dentinários (Coelho *et al.*, 2012; Heymann *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

A adesão nas primeiras três gerações de adesivos baseou-se no uso de grupos acídicos (para reagir com o cálcio) e grupos metacrilatos (para co-polimerizar com a resina). Estes apenas modificavam a *smear layer*. Tornou-se necessário o condicionamento do esmalte com um ácido forte, num passo clínico individualizado. Com o passar dos anos e com a criação de sistemas adesivos mais eficazes estes adesivos caíram em desuso (Coelho *et al.*, 2012).

2.2.3. Número de passos clínicos

Os sistemas adesivos dentários são constituídos por 3 principais componentes: ácido, *primer* e adesivo. O ácido é constituído por monómeros acídicos que alteram ou removem a *smear layer* e desmineralizam o esmalte e a dentina. O *primer* contém moléculas capazes de permitir a adesão entre substratos hidrofílicos e hidrofóbicos. Por sua vez, o adesivo fica incorporado juntamente com o *primer* e uma vez polimerizado suporta a interface entre o dente e o material restaurador. A camada de interdifusão formada entre a resina e a dentina, foi descoberta por Nakabayashi em 1982 e intitulada de camada híbrida. Este fenómeno pode ser observado na Figura 4 (Nakabayashi *et al.*, 1982; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Hilton *et al.*, 2013).

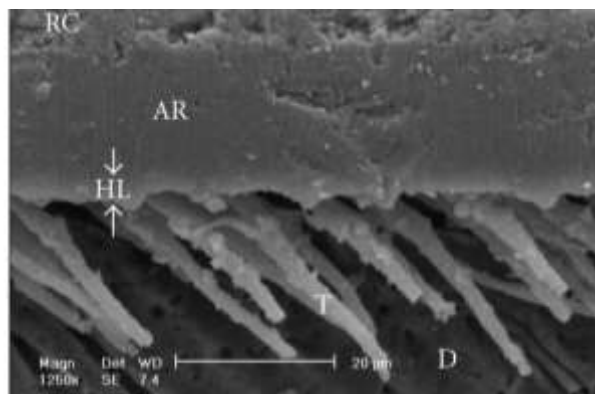


Figura 4 - Fotografia microscópica (1250x) da interface entre a resina e a dentina. **RC**- Resina composta; **AR**- Adesivo; **HL**- Camada Híbrida; **T**- Resin Tags; **D**- Dentina (Mortavazi, Fathi, Ataei, & Askari, 2012)

2.2.3.1. Técnica adesiva *Etch & Rinse*

Quando se desenvolveram os sistemas adesivos de quarta geração, a evidência científica demonstrava que a camada de *smear layer* funcionava como barreira, no entanto, devia ser removida para melhorar a adesão ao substrato. Com base nesta necessidade, começou a ser utilizado um ácido mais forte no condicionamento. Esta técnica de condicionamento ácido do esmalte e da dentina simultaneamente ficou conhecida como *Total-Etch*, quando foi criada por Fusayama em 1979. Hoje em dia é mais conhecida como *Etch & Rinse* (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Pashley *et al.*, 2011; Hilton *et al.*, 2013).

A técnica adesiva *Etch & Rinse* pode ser constituída por dois ou três passos, no entanto, existe sempre um condicionamento ácido prévio. A técnica de três passos é considerada a *gold standard* da adesão. Nesta técnica, o ácido, o *primer* e o adesivo são adicionados à superfície em separado (E+P+B). Na técnica de dois passos, o *primer* e o adesivo estão aglomerados num único frasco (E+P/B) (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

A adesão é afetada pela concentração e pelo teor de ácido. Normalmente opta-se pelo condicionamento das superfícies do esmalte e da dentina com ácido ortofosfórico nas concentrações de 35% a 37%, $\text{ph} \approx 0,9$ (Hilton *et al.*, 2013). A técnica adesiva inicia-se aplicando o ácido sobre o esmalte durante quinze a trinta segundos. De seguida deve-se aplicar o ácido sobre a dentina não ultrapassando os quinze segundos, para que não se verifique *overetching* nem alterações na camada híbrida. Períodos superiores a estes podem causar um aumento substancial da porosidade do esmalte, não se verificando por isso, um aumento da força de adesão. A escolha do tempo de condicionamento vai

influenciar a capacidade dos monómeros adesivos impregnarem o substrato. A dentina desmineralizada e a capacidade das fibras de colagénio manterem a sua integridade dependem da quantidade de ácido ortofosfórico aplicado. O excesso de desmineralização pode dar origem a zonas mais debilitadas, comprometendo o sucesso do tratamento (imagem 5- A).

Espigãoriamente ao condicionamento ácido, a superfície deve ser jateada com água e seca com seringa de ar, sem desidratar as fibras de colagénio. O condicionamento ácido no esmalte provoca a desmineralização dos cristais de hidroxiapatite e a remoção da *smear layer* e dos *smear plugs*. Assim, origina-se um aumento da superfície microscópica disponível (imagem 5- B) (Heymann *et al.*, 2012; Pashley *et al.*, 2011).

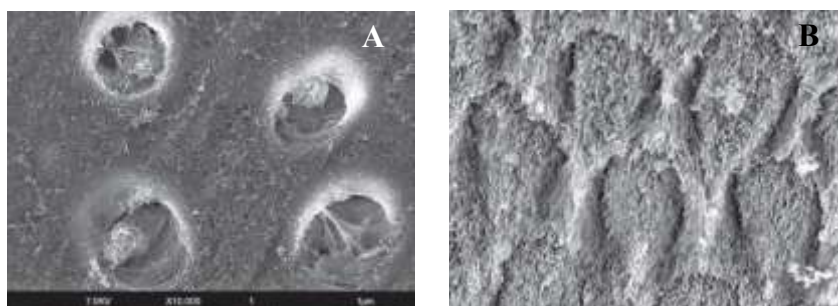


Figura 5 - Imagens obtidas com microscópio FESEM para observar as superfícies dentárias após o condicionamento com ácido ortofosfórico a 35%. **(A)** - Dentina: Imagem da superfície dentinária desmineralizada após o condicionamento com ácido ortofosfórico por 15 segundos. **(B)** - Esmalte: Imagem da superfície irregular do esmalte após o condicionamento com ácido ortofosfórico por 30 segundos. (Hilton, Ferracane, & Broome, 2013)

O *primer* é constituído por várias moléculas hidrofílicas e hidrofóbicas: Trietilenoglicol Dimetacrilato (TEGMA), Hidroxietil Metacrilato (HEMA), Uretano Dimetacrilato (UDMA), Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA). Estas moléculas podem encontrar-se embebidas em álcool, água ou acetona, reduzindo a viscosidade da solução. Este fator ajuda a infiltração na matriz dentinária e proporciona uma ótima adesão ao substrato. A capacidade hidrofílica de alguns monómeros facilita a penetração na matriz de colagénio e a formação de uma camada de interdifusão entre as fibras de colagénio e a resina, conhecida como camada híbrida. A valência hidrofóbica ajuda na conexão da restauração à matriz resinosa. Clinicamente, o *primer* deve ser suavemente aplicado e espigãoriamente seco com uma seringa de ar por pelo menos 10 segundos, tendo em conta as indicações do fabricante. Podem ser aplicadas camadas adicionais de *primer* se a superfície não parecer lisa e brilhante. Falhas na evaporação dos solventes podem afetar

significativamente a adesão da dentina (Pashley *et al.*, 2011; Heymann *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

A aplicação do adesivo é o último passo do processo de adesão do sistema *Etch & Rinse* de 3 passos. O adesivo tem como função permitir a união da superfície dentária ao material restaurador. Por permanecer em contato direto com a resina, um substrato hidrofóbico, é essencial que o adesivo seja constituído por moléculas hidrofóbicas como Bis-GMA, HEMA e TEGDMA. Na prática clínica, deve-se aplicar uma fina camada de adesivo, secar a superfície usando uma seringa de ar, de modo a que o adesivo fique homogêneo e seguidamente polimerizar. A camada mais superficial de adesivo não polimeriza tão bem em comparação com as mais profundas por esta se encontrar exposta ao oxigénio. A polimerização deste material é essencial para assegurar o sucesso da ligação do adesivo à superfície dentária. Um tempo de fotopolimerização superior ao indicado pelo fabricante pode aumentar as propriedades adesivas, no entanto, pode repercutir efeitos adversos na polpa, originando sensibilidade (Pashley *et al.*, 2011; Hilton *et al.*, 2013).

Com o objetivo de simplificar o processo de adesão, foi desenvolvido o sistema adesivo *Etch & Rinse* de dois passos. Este sistema, foi considerado por muitos autores um sistema de quinta geração por apresentar o ácido em separado, mas o *primer* e o adesivo combinados num único frasco (Heymann *et al.*, 2012).

Esta técnica, foi aceite facilmente por reduzir o número de passos clínicos e por conseguinte, o tempo de trabalho e a possibilidade de ocorrerem erros na prática clínica. Apesar dos resultados obtidos na técnica de adesão *Etch & Rinse* serem semelhantes no procedimento de dois ou de três passos a curto prazo, a longo termo a capacidade adesiva difere nos dois procedimentos. A combinação do *primer* e do adesivo na técnica de dois passos resulta num aumento da capacidade de absorção de água. A longo prazo estas características vão influenciar negativamente a estabilidade da adesão (Pashley *et al.*, 2011; Hilton *et al.*, 2013).

Quando o material resinoso é aplicado sobre a superfície irregular do esmalte, os componentes resinosos vão entrar nas microporosidades criadas pela desmineralização. Deste modo formam-se *resin tags*, monómeros resinosos presos mecanicamente (Mithiborwala *et al.*, 2012).

2.2.3.2. Sistema adesivo *Self-Etch*

Nesta técnica adesiva não existe condicionamento ácido prévio da estrutura dentária, em vez disso, os sistemas adesivos *Self-Etch* são constituídos por monómeros acídicos incorporados no *primer*. O adesivo é semelhante ao utilizado sob a técnica *Etch & Rinse*. Os sistemas *Self-Etch* podem apresentar-se num (E/P + B) ou em dois frascos (E/P/B), consoante o adesivo esteja acoplado ao *primer* ou em separado. Com o objetivo de simplificar a estratégia de adesão, as etapas de lavagem e de secagem da superfície dentária, que normalmente se verificavam após o condicionamento ácido, foram removidas, reduzindo assim o tempo de procedimento e o número de erros clínicos (Mithiborwala *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

O mecanismo de adesão do sistema *Self-Etch* é baseado no condicionamento simultâneo da dentina e do esmalte com o *primer* acídico, formando um substrato contínuo onde se incorpora os *smear plugs* nos *resin tags*. A não remoção completa da *smear layer* é uma das razões para que a sensibilidade pós-operatória seja mais reduzida, quando comparada com a técnica *Etch & Rinse* (Heymann *et al.*, 2012).

Os monómeros acídicos presentes na solução, desmineralizam os tecidos duros, não produzindo, no entanto, uma desmineralização tão extensa dos cristais de hidroxiapatite, quanto a obtida no sistema adesivo *Etch & Rinse*. Na técnica *Self-Etch*, não existem tantas discrepâncias entre a profundidade da desmineralização e a profundidade de infiltração da resina. Ao mesmo tempo que a superfície é desmineralizada, o *primer* infiltra-se nos túbulos, aumentando a energia de superfície (*primers* acídicos que possuem um pH de ≈ 2 , podem desencadear uma diminuição na altura de $1\mu\text{m}$) (Hilton *et al.*, 2013).

Uma desvantagem desta técnica é a ineficácia na desmineralização do esmalte, por o sistema adesivo conter um *primer* acídico em vez do ácido em separado. Este decréscimo de adesão pode levar a microrroturas e consequentemente à falha da restauração (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Heymann *et al.*, 2012).

Continuando a tendência de facilitar a estratégia de adesão e diminuir o tempo clínico, foi desenvolvido o sistema *all-in-one*, onde, o *primer* acídico e o adesivo estão juntos num só frasco. Este método permitiu classificar o sistema adesivo como pertencente à sétima geração. A solução que o constitui apresenta baixa viscosidade, o que permite a união do material resinoso ao substrato. Adicionalmente, estes sistemas adesivos tendem a comportar-se como membranas semipermeáveis, resultando na degradação hidrolítica da interface dentina-resina. Os monómeros acídicos existentes na

solução, são suficientes para desmineralizar o esmalte e penetrar na *smear layer* da dentina. Contudo, alguns dos monómeros resinosos são demasiado hidrofílicos, o que os torna facilmente degradáveis na água (Van Meerbeeck 2011; Heymann *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

As propriedades mecânicas dos sistemas adesivos *Self-Etch* de um passo podem estar significativamente comprometidas na presença de água, o que é menos provável de ocorrer na aplicação de *Self-Etch* de dois passos (Heymann *et al.*, 2012).

2.3. Adesivos Multimodo ou Universais

Os fabricantes de material dentário, desenvolveram algumas alterações nos sistemas adesivos, originando os sistemas adesivos Multimodo ou Universais. Estes podem ser aplicados sob a técnica *Etch & Rinse*, *Self-Etch*, ou *Selective Enamel Etching* (Sezinando, 2014).

Estes novos adesivos possuem a capacidade de se ligar a inúmeros substratos além do esmalte e da dentina como metal, fibra de vidro, alumina, zircónia, cerâmica e cimento. A sua técnica de funcionamento baseia-se na técnica *Self-Etch*, onde são utilizados monómeros ácidos. A ótima força de ligação deve-se à presença de moléculas 10-metacriloxietil dihidrogenofosfato (10-MDP) na sua constituição. A molécula 10-MDP possui um componente hidrofílico e outro hidrofóbico, o que permite que exista uma ligação entre a resina (substrato hidrofóbico) e o dente (substrato hidrofílico). Os componentes hidrofílicos que o constituem ajudam no processo de infiltração dentro da matriz de colagénio, favorecendo a molhabilidade da superfície, desmineralização e ligação química ao cálcio. Deste modo, são responsáveis por humedecer e preencher a estrutura desmineralizada, o que permite que haja adesão à superfície hidrofílica da dentina e à superfície hidrofóbica dos monómeros resinosos. A maior vantagem destes monómeros é sem dúvida o aumento das forças de adesão e o aperfeiçoamento das propriedades físico-químicas verificadas nos sistemas adesivos *Self-Etch*, promovendo a estabilidade do adesivo em meio aquoso (Ferreira & Figueiredo, 2015; Marques *et al.*, 2016).

2.4. Solvente

A natureza da dentina vital é normalmente molhada. Conseguir a sua secagem completa torna-se um processo difícil de alcançar e crítico para a longevidade da restauração. Por outro lado, a presença de água em excesso na superfície dentinária é considerada um obstáculo para conseguir uma boa adesão entre a resina e a dentina. Por essa razão, a evolução tende na criação de adesivos compatíveis com ambientes húmidos. Quando a dentina condicionada pelo ácido é seca usando uma seringa de ar, a sua capacidade de adesão diminui substancialmente (Heymann *et al.*, 2012).

O uso de sistemas adesivos em dentina húmida é possível pela incorporação de solventes como a água, acetona ou o álcool nos *primers* ou adesivos. O uso de solventes diminui a viscosidade do adesivo e aumenta a molhabilidade dos radicais. Estes solventes deslocam os fluidos da superfície dentinária e permitem a infiltração da resina. Esta técnica de ligação mostra-se eficaz, pois consegue preservar a porosidade das fibras de colagénio. Por outro lado, é preciso ter em conta que o excesso de água pode diluir o *primer* e torná-lo menos eficaz. Este excesso pode ser facilmente removido com uma bola de algodão, sem afetar as forças de adesão (Heymann *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

Torna-se difícil secar o esmalte sem secar simultaneamente a dentina. As fibras de colagénio da dentina colapsam facilmente com a secagem de ar, resultando na perda da elasticidade das fibras e no encerramento dos microporos nas zonas onde a dentina intertubular se encontra exposta. Durante a secagem da superfície, a água que ocupa o espaço interfibrilar é perdida, resultando na diminuição do volume das fibras de colagénio até cerca de um terço do seu volume original. Concentrações superiores a 20% de solvente baixam o grau de conversão, aumentando o espaço entre espécies reativas durante a polimerização, o que leva à falha do sistema de adesão (Heymann *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

Heymann, *et al.*, (2012) defendem que o remolhamento da dentina seca usando soluções aquosas de HEMA pode aumentar a molhabilidade da superfície condicionada e ajudar as forças de adesão a voltarem a níveis normais.

2.5. Adesão aos espigões de fibra de vidro

Reconstruções coronárias e ancoragem radicular usando espigões de fibra de vidro associados a agentes de união, permitem a preservação de uma maior quantidade de estrutura dentária (Amaral *et al.*, 2009).

O fator mais importante no sucesso da reabilitação com espigões de fibra de vidro é a adesão ao dente através de um agente de união. São inúmeros os fatores que influenciam a adesão dos espigões de fibra de vidro ao canal, razão pela qual este processo é considerado sensível (Perdigão, 2016).

Os sistemas adesivos ideais devem fornecer retenção, selamento, durabilidade e possuir uma técnica de fácil aplicação. Se estas características estiverem asseguradas, conseguiremos determinar o sucesso da restauração a longo prazo (Armstrong *et al.*, 2017).

Na adesão de um espigão de fibra de vidro, a união é considerada eficaz quando existe associação entre a dentina e o cimento, mas também entre o cimento e o espigão. Assim sendo, se não existir união entre as superfícies, pode se verificar insucesso na reabilitação (Marques *et al.*, 2016).

3. Cimentos dentários

Segundo Perdigão (2016), o tipo de cimento e de sistema adesivo utilizado determina o sucesso da restauração.

É essencial avaliar qual o melhor cimento para cada caso específico, permitindo desta forma um melhor aproveitamento de cada técnica (Chávez-Lozada & Urquía-Morales, 2014).

Por vezes o cimento não cobre na totalidade a superfície dos espigões de fibra de vidro. A sua inadequada ou insuficiente adaptação ao dente, pode levar a vazios que resultam numa área mais frágil. A falta de selamento pode comprometer a longevidade da restauração (Chávez-Lozada & Urquía-Morales, 2014; Silva *et al.*, 2011).

Existe uma grande variedade de cimentos. De acordo com a sua constituição podem classificar-se em: cimentos de fosfato de zinco, cimentos de policarboxilato de

zinco, cimentos de ionómero de vidro, cimentos de ionómeros de vidro modificados por resina e cimentos resinosos (Alves, Freire, & Gouveia, 2016).

3.1. Cimentos resinosos

Estudos realizados por Bouillaguet *et al.*, 2003, demonstraram que a preparação radicular para a inserção de espigões pode resultar em perda adicional de estrutura dentária, podendo até mesmo originar fratura radicular. Hoje em dia, os Médicos Dentistas, usam cimentos resinosos para permitir a adesão de espigões de fibra de vidro a dentes não vitais. O princípio do uso destes espigões está na premissa de que o uso de cimentos para a cimentação de espigões à raiz do canal radicular vai reforçar o dente e ajudar a reter o espigão e a restauração por mais tempo.

Um exemplo clínico da utilidade deste tipo de cimentos demonstra-se quando a raiz remanescente é pequena e curva. Neste caso, a utilização de espigões compridos está contraindicada. No entanto, estudos demonstram que a redução do comprimento pode ser compensada, se forem usados cimentos resinosos. O uso de espigões de fibra de vidro associados a estes cimentos permite que exista uma técnica minimamente invasiva e que haja sucesso clínico nos dentes tratados endodonticamente (Webber *et al.*, 2015).

A sua constituição pode variar consoante o tipo de cimento, no entanto a maioria dos monómeros existentes no cimento são: UDMA, TEGDMA, Bis-GMA, estabilizadores, pigmentos, monómeros radiopacos, entre outros componentes. As partículas inorgânicas que o constituem incluem vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos esferoidais, sílica ou silicatos (Chávez-Lozada & Urquía-Morales, 2014; 3M ESPE, 2017a).

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com a sua ação de polimerização em autopolimerizáveis (quimicamente ativados), fotopolimerizáveis (fisicamente ativados) ou de dupla polimerização (autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis) (Marques *et al.*, 2016).

Os cimentos resinosos dupla polimerização apresentam geralmente uma melhor adesão à dentina radicular, menor toxicidade e solubilidade versus os cimentos fotopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Estes cimentos são considerados ideais devido à dificuldade de fotopolimerização no fundo do canal. Os cimentos fotopolimerizáveis

não são recomendados na cimentação de espigões por esta mesma razão. Segundo Feilzer *et al.*, (1993), os cimentos fotopolimerizáveis geram mais *stress* na fotopolimerização e exibem menor fluidez que os cimentos autopolimerizáveis (Bouillaguet *et al.*, 2003; Souza *et al.*, 2015).

Os cimentos resinosos de dupla polimerização também se podem classificar consoante a técnica adesiva. Os cimentos que necessitam de um condicionamento prévio da dentina são designados de convencionais. Na eventualidade de não haver qualquer tipo de pré-tratamento da dentina, o cimento é designado de autoadesivo. Segundo Ferrari *et al.*, in Marques *et al.*, (2016), a maioria dos cimentos resinosos autoadesivos possuem valores de resistência de união inferiores aos valores reportados pelos cimentos convencionais. Isto deve-se ao fato dos cimentos autoadesivos conservarem um pH reduzido por um extenso período de tempo, após polimerização.

4. Espigões

4.1. O que é um espigão?

Com o passar dos anos e com o desenvolvimento de novas técnicas tem-se optado cada vez mais pelo tratamento endodôntico em vez da exodontia.

A teoria de se realizar um elemento protético para segurar coroas já existe há alguns anos. Em 1871 Dr. Harris e Austen in Perdigão, (2016) usaram madeira, metal, ouro e platina com este propósito.

Os espigões são meios de retenção para o material de preenchimento que irá substituir a estrutura dentária. Com a utilização de espigões, consegue-se uma distribuição uniforme das forças mastigatórias ao longo da raiz (Teixeira, 2007).

O sucesso deste tratamento depende tanto da qualidade do procedimento canalizar como da futura restauração coronária (Perdigão, 2016).

4.2. Indicações para o uso de espigões

A utilização de espigões tem vindo a ser controversa ao longo dos anos. Inicialmente acreditava-se que estes eram apenas utilizados para fornecer retenção à

restauração coronária. Hoje em dia, acredita-se que a aplicação dos mesmos pode reforçar as raízes de dentes endodonciados, se cimentados com uma correta técnica adesiva (Perdigão, 2016).

Os espigões estão indicados em situações em que os dentes estejam tratados endodonticamente, comprometidos por cáries extensas ou que necessitem do uso de espigões para reter uma futura restauração, por a porção coronária se encontrar demasiado destruída (Silva *et al.*, 2011).

Idealmente um espigão deve apresentar as seguintes características: propriedades físicas semelhantes às da dentina, máxima retenção coronal com pouca perda de estrutura dentinária, distribuição do *stress* oclusal ao longo da estrutura radicular, compatibilidade estética com o dente e estruturas adjacentes, mínimo stress durante a colocação e cimentação, resistência ao deslocamento, fácil remoção, compatibilidade com o cimento a utilizar, fácil de usar, seguro e de baixo custo (Fernandes *et al.*, 2003).

4.3. Principais características

Antes de se colocar um espigão devem-se verificar alguns princípios básicos, nomeadamente, a quantidade de remanescente coronário, o comprimento e o diâmetro do espigão a utilizar. Se o espigão não obedecer a estes princípios a longevidade do dente pode estar comprometida.

4.3.1. Remanescente coronário

A preservação das paredes coronárias é essencial para determinar o sucesso dos dentes tratados endodonticamente (Ferrari *et al.*, 2012; Shillingburg *et al.*, 2012).

Antes de se realizar a restauração definitiva devem ser removidas todas as cáries, restaurações antigas e estruturas dentárias enfraquecidas. Um fator importante a ter em conta, é a quantidade de remanescente dentário. Segundo Shillingburg, (2012) é necessário que o remanescente tenha pelo menos 1,00 a 2,00 mm de altura para evitar que ocorra fratura (Figura 6).

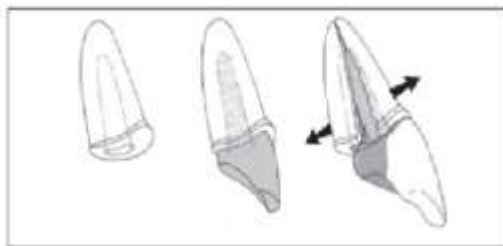


Figura 6 - Dente anterior com pouca altura coronária. Quando reabilitado com poste levou à fratura radicular. (Shillingburg et al. 2012)

Se os dentes forem corretamente reabilitados, podem demonstrar uma taxa de sucesso de 90,6% após 5 anos, apesar da perda moderada ou severa a nível coronal (Fernandes *et al.*, 2003).

4.3.2. Comprimento

Holmes (1996) in Alsamadani *et al.* (2012), demonstrou que, quanto mais comprido for o espigão, melhores resultados existiam na retenção e na distribuição das forças. O espigão deve ter pelo menos o comprimento da coroa ou até dois terços do comprimento da raiz. Espigões destas dimensões fornecem maior rigidez e menos deflexão. Este comprimento pode variar clinicamente se houver uma curvatura da raiz ou obstrução canal.

Para receber o espigão deve preparar-se o dente e remover os excessos de *gutta-percha*. Para se ter a certeza que se removeu toda a *gutta* necessária, é fundamental o controlo através de uma radiografia, exame complementar de diagnóstico bidimensional. O seu objetivo é ajudar a esclarecer qual o comprimento radicular, qual o diâmetro e verificar se existem variações anatómicas nas estruturas envolventes ou no dente (Figura 7) (Shillingburg *et al.*, 2012).

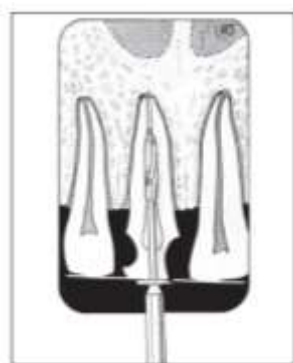


Figura 7 – Radiografia de um dente anterior com uma broca *peso* no seu interior. Técnica utilizada para determinar o comprimento do canal (Shillingburg *et al.*, 2012).

Os espigões de fibra de vidro têm a capacidade de serem aderidos à dentina. Esta característica ajuda a diminuir o número de restrições em relação ao comprimento do espigão. No entanto, deve preparar-se o canal de modo a que o dente esteja habilitado a receber um espigão com dois terços do comprimento da raiz. Desta forma, vai ocorrer um aumento da superfície aderida, permitindo uma melhor retenção do espigão ao dente (Santos-Filho *et al.*, 2008; Santos-Filho *et al.*, 2014).

O material de obturação do canal não pode ser todo removido, tem sempre que existir um selamento apical. Este deve ter pelo menos 4 mm de comprimento, pois com apenas 3 mm não se consegue assegurar que o delta apical esteja preenchido (Figura 8) (Shillingburg *et al.*, 2012).

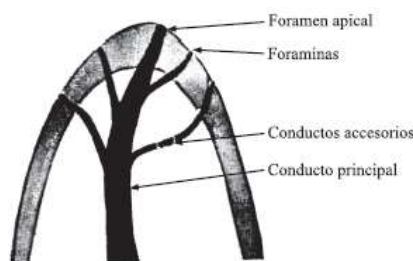


Figura 8 - Delta apical (Ecimed, n.d.)

4.3.3. Diâmetro

Shillingburg *et al.*, (2012), defendem que o espigão não deve ser muito largo para não destruir o suporte dentário e a integridade do dente. Uma técnica cuidada pode prevenir a possibilidade de fratura do mesmo (Zicari *et al.*, 2013).

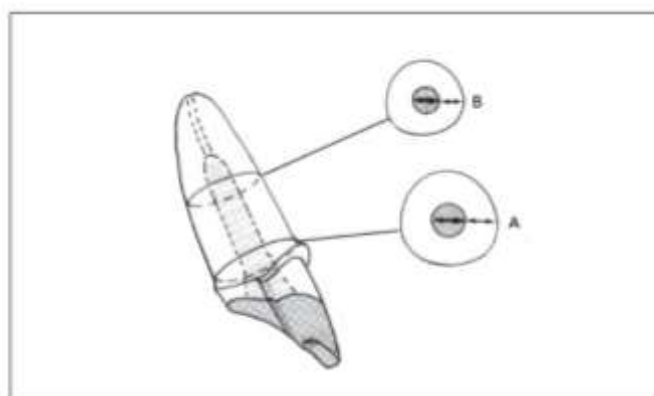


Figura 9 - Imagem ilustrativa dos diferentes diâmetros de remanescente dentário na presença de um poste. **A**- O diâmetro do poste não deve exceder um terço da junção cimento-esmalte. **B**- Na porção intermédia deve ter pelo menos 2,00 mm a menos do diâmetro da coroa. (Shillingburg *et al.*, 2012)

O diâmetro do espigão não deve ultrapassar um terço do diâmetro do dente (Figura 9). Devendo ter no mínimo 1,00 mm de estrutura dentária à volta do espigão no terço medio e apical, para que se evite a formação de perfurações. A remoção de dentina radicular interna aumenta o *stress* especialmente nas zonas apicais (Shillingburg *et al.*, 2012; Zicari *et al.*, 2013).

4.4. Tipos de espigões

Os espigões podem ser classificados em diferentes categorias, consoante a sua configuração superficial (ativos ou passivos), forma anatómica (paralelos ou cónicos) ou material utilizado (fibra de vidro, fibra de carbono, cerâmica, zircónia ou metal).

4.4.1. Espigões Ativos e Passivos

Os espigões ativos ficam retidos no canal dentinário através de serrilhas ou roscas. Este método cria zonas de concentração de *stress* e pode enfraquecer o espigão, no entanto, aumenta a retenção (Zicari *et al.*, 2013).

Por outro lado, os espigões passivos ligam-se ao canal através de um sistema adesivo, razão pela qual são considerados menos retentivos (Schmage *et al.*, 2005).

Soares *et al.*, (2012), defendem que os espigões de fibra de vidro funcionam melhor se forem passivos do que ativos, devido às forças de adesão conseguidas entre o cimento e o espigão.

4.4.2. Espigões Paralelos e cónicos

Segundo Schwartz & Robbins, (2004), os espigões paralelos são mais retentivos que os cónicos, e induzem menos *stress* radicular. No entanto, os espigões cónicos requerem menos remoção de dentina por apresentarem uma anatomia mais semelhante à do canal.

4.4.3. Espigões metálicos de núcleo fundido

Os espigões metálicos de núcleo fundido são realizados pelo laboratório, de acordo com a anatomia de cada dente. Estes apresentam um elevado módulo de

elasticidade em relação à dentina radicular. Por apresentarem um módulo de elasticidade mais elevado desencadeiam uma maior resistência às forças mastigatórias, sem haver distorção. Este fato causa uma maior concentração de *stress* na raiz e consequentemente, pode originar fraturas radiculares (Perdigão, 2016).

4.4.4. Espigões pré-fabricados de fibra de vidro

A preferência por uma alternativa mais estética aos espigões de núcleo metálico tradicional levou ao desenvolvimento de sistemas de espigões baseados em fibra de vidro. Estes espigões são relativamente mais baratos e necessitam de menos consultas do que os espigões metálicos fundidos para o procedimento ser finalizado. Estudos clínicos e laboratoriais demonstram que os espigões de fibra de vidro são um excelente substituto em relação aos espigões metálicos fundidos (Goracci & Ferrari, 2011; Soares *et al.*, 2012).

São constituídos predominantemente por fibras de vidro (40 a 65% do volume) e matriz com dimetacrilato, epoxi ou ambos. As fibras que os constituem fornecem força e rigidez enquanto a matriz tem como função juntar as fibras. Juntas, ajudam a reforçar o espigão, aumentando a sua dureza e consequentemente a sua resistência à fratura. As suas diferentes orientações permitem com que os espigões sustentem maiores forças, ajudando assim, a reforçá-los contra a direção onde o *stress* é aplicado. Por conseguinte, induzem o aparecimento de menos fracturas (Schmage *et al.*, 2005; Perdigão, 2016).

Atualmente, são os mais utilizados na prática clínica por apresentarem alta resistência à tração, baixa extensibilidade e excelentes propriedades de compressão. A maior vantagem destes espigões é o seu módulo de elasticidade ser semelhante ao da dentina (18 GPa). Este fator resulta numa maior distribuição das forças oclusais sobre o dente e consequentemente uma menor probabilidade de fratura das raízes. Contudo, se existir fratura, é mais provável que esta ocorra entre o núcleo e o espigão (Santos-Filho *et al.*, 2014; Santos-Filho 2014b).

4.5. Tratamento de superfície

Segundo Monticelli *et al.*, (2006), estes tratamentos, ajudam a aumentar as ligações entre a superfície do espigão e o cimento.

Com o intuito de aumentar a adesão aos espigões, podem ser realizados tratamentos de superfície tanto mecânicos como químicos (Sahafi *et al.* 2003).

Os pré-tratamentos de superfície podem ser realizados com diferentes materiais nomeadamente: silano, peróxido de hidrogénio, ácido hidrofúorídrico, jato de óxido de alumínio, entre outros.

Segundo alguns investigadores, o jateamento com óxido de alumínio é realizado com o intuito de aumentar a rugosidade da superfície. Consequentemente, a área do espigão de fibra de vidro aumenta, devido à remoção da matriz epóxica. A literatura apresenta uma opinião discordante sobre a sua utilização. Alguns investigadores, demonstram que somente a parte epóxica do espigão é removida. Outros autores demonstram que este procedimento pode acarretar danos nas fibras e consequentemente afetar a resistência do espigão (Naves *et al.*, 2011; Elsaka, 2013; Liu *et al.*, 2014).

5. Microtração

Os dentes humanos são constantemente submetidos a diversas forças na cavidade oral: compressão, tensão e cisalhamento. Com o intuito de comparar diferentes materiais e simular a sua atividade na cavidade oral, foram criados testes laboratoriais (Fernandes *et al.*, 2003).

Algumas vantagens dos testes laboratoriais são: a rapidez em reunir dados sobre um determinado parâmetro, simplificando o processo de comparação com o *gold standard* e outros grupos; repetição da mesma metodologia para todos os espécimes, uniformizando o processo (Fernandes *et al.*, 2003).

Para medir as forças de união entre materiais deve ser utilizado a unidade de força *Newton* (N). Espigãoiormente é necessário converter esta unidade, para medir a área de superfície (MPa) (ISO/TS 11405:2015 (E)).

Um requerimento para medir as forças de tensão é a habilidade de aplicar uma pequena força constante e unidirecional e a habilidade de alinhar o espécime, evitando distribuições díspares durante o processo (ISO/TS 11405:2015 (E)).

Segundo a norma ISO/TS 11405:2015 (E), a força de adesão é “a força por área necessária para partir uma peça aderida, com fratura no ou perto do adesivo”.

Segundo Goracci *et al.*, 2004, quando queremos testar espécimes de pequena dimensão (1mm^2 ou menos), como é o caso desta investigação laboratorial, devemos usar a técnica de microtracção. Este método, permite uma distribuição uniforme do *stress* ao longo da superfície aderida (Hilton *et al.*, 2013).

A realização de estudos com máquinas de microtensão tem sido crescente. Atualmente os testes de microtensão (μ -TBS) são muito utilizados para avaliar a distribuição das forças. O intuito destes testes é padronizar os ensaios ultrapassando problemas de cisalhamento e resistência à tração (Kumari *et al.*, 2015).

II. Objetivos

Avaliar a resistência adesiva por microtração, de um cimento dentário, na cimentação de espigões de fibra de vidro com diferentes tipos de pré-tratamento de superfície e abordagens de adesão, *Etch & Rinse* e *Self-Etch*.

1. Hipóteses Experimentais

Hipóteses Nulas, H0:

- 1 - O pré-tratamento dos espigões de fibra de vidro não aumenta a resistência adesiva do cimento ao espigão.
- 2 – Os sistemas adesivos *Etch & Rinse* não apresentam diferenças significativas para com os sistemas adesivos *Self-Etch*, na cimentação de espigões de fibra de vidro com pré-tratamento de superfície.

Hipóteses alternativas, H1:

- 1 - O pré-tratamento dos espigões de fibra de vidro aumenta a resistência adesiva do cimento ao espigão.
- 2- Os sistemas adesivos *Etch & Rinse* apresentam diferenças significativas para com os sistemas adesivos *Self-Etch*, na cimentação de espigões de fibra de vidro com pré-tratamento de superfície.

III. Materiais e Métodos

Este trabalho de investigação foi autorizado pela Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (Anexo 1). Para a sua realização, foram utilizados 20 dentes humanos monorradiculares hígidos, extraídos por motivos ortodônticos ou periodontais, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos do ISCSEM (Anexo 2).

Para a remoção de tecido e detritos a eles adjacentes foram utilizadas curetas Gracey e destartarizador. Os dentes, foram colocados em Cloramina-T Trihidratada a 1% por uma semana para desinfecção dos espécimes. Passado esse período foram armazenados em água destilada, num frigorífico a 4°C, para minimizar a deterioração, nunca ultrapassando o período de 6 meses após a exodontia dos mesmos. Existem evidências científicas que indicam que, após este período, as alterações nas proteínas dentinárias, podem influenciar a medição das forças de adesão (ISO/TS 11405:2015 (E)).

Neste estudo utilizou-se RelyX™ Ultimate, (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Figura 10) para a cimentação do espigão de fibra de vidro ao dente. Este, é um cimento de resina de dupla polimerização. Contém uma pasta base e uma pasta catalisadora separadas na seringa que se juntam através de um dispensador quando o material é descartado. Os seus constituintes (Tabela 1) permitem uma maior união à superfície do esmalte e da dentina e consequentemente, uma maior resistência à abrasão face a outros cimentos. Pode ser utilizado em procedimentos *Etch & Rinse* ou *Self-Etch*. A sua utilização juntamente com o sistema adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) permite um ótimo desempenho na cimentação.

O Scotchbond™ Universal (Figura 11) é um sistema adesivo multimodo. Nesta investigação este foi utilizado sob o modo *Etch & Rinse* de 2 passos e *Self-Etch* de 1 passo. Este adesivo apresenta consistentemente uma boa adesão tanto em dentina seca como húmida. Quando utilizado em conjunto, o Scotchbond™ Universal não necessita de ser previamente ativado através da fotopolimerização pois o RelyX™ Ultimate já possui ativadores para o Scotchbond™ Universal (Tabela 1) (3M ESPE, n.d.).

Para o condicionamento ácido foi utilizado Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Figura 12) (Tabela 1).

Os espigões de fibra de vidro utilizados foram também da 3M ESPE (Seefeld, Alemanha). O RelyX™ Fiber Post (Figura 13) possui um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina humana. Assim existe menor risco de fratura da raiz. A sua resistência mecânica, deve-se à presença de resina e fibras paralelas e igualmente dispersas na sua composição. (Tabela 1). Possui também na sua superfície microporosidades que permitem uma resistência de união adicional através de efeitos microrretentivos. Segundo a 3M ESPE, os espigões utilizados neste estudo apresentam um diâmetro apical de 0,80 mm, coronal de 1,60 mm, uma conformação cônica de 4,58° e um comprimento de 20 mm.



Figura 10 - RelyX™ Ultimate, (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)



Figura 11- Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)



Figura 122 - Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)



Figura 13 - O RelyX™ Fiber Post (3M, Seefeld, Alemanha)

Tabela 1 - Composição dos materiais dentários utilizados de acordo com as indicações do fabricante.

| Nome | Lote Validade | pH | Composição Química |
|---|--------------------------------------|---------------|--|
| <i>RelyX™ Ultimate</i> (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | Lot. 663845 Val. 30-09-2018 | Não Aplicável | <p>Pasta Base:</p> <p>Monómeros de Metacrilato; Monómeros Radiopacos com carga com silano; Componentes Iniciadores; Estabilizadores; Aditivos Reológicos;</p> <p>Pasta Catalizadora:</p> <p>Monómeros de Metacrilato; Monómeros Radiopacos (alcalinos) com carga; Componentes Iniciadores; Estabilizadores; Aditivos Reológicos; Pigmentos; Monómeros fluorescentes; Ativador para o adesivo Scotchbond Universal;</p> |
| <i>Scotchbond™ Universal</i> (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | Lot. 642539 Val. 09-2018 | 2.7 | Monómero de fosfato MDP; Resinas de dimetacrilato; HEMA; PENTA Co-polímero Vitrebond™; Enchimento; ou Álcool; Água; Iniciadores; Silano |
| <i>Scotchbond™ Universal Etchant</i> (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | Lot. 150225 Val. 03-2018 | 0,1 | Ácido ortofosfórico 37% |
| <i>RelyX™ Fiber Post</i> (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | Lot. 347611704 Val. Não Aplicável | Não Aplicável | Resina e Fibras de Vidro |
| <i>Rocatec™ Pre</i> (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) | Lot. 334574 Val. 07-2018 | Não Aplicável | Óxido de Alumínio (110 µm) |

1. Preparação dos dentes

A amostra foi tratada endodonticamente segundo o protocolo da Clínica Universitária Egas Moniz. Respeitando a anatomia dos dentes, procedeu-se à abertura dos mesmos com uma broca esférica diamantada nº14, (Figura 14A) de seguida foi calculado o comprimento de trabalho com a ajuda de uma régua endodôntica.

A instrumentação foi realizada primeiramente com limas manuais K-Flexofile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) nº 10, 15, 20, todas ao comprimento de trabalho (Figura 14B) e depois com as limas mecânicas do sistema NiTi ProTaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) (Figura 14C). As limas de conformação S1 e S2 foram utilizadas ao comprimento de trabalho (CT) em movimentos de escovagem na parede, para ampliar progressivamente o terço cervical e o terço médio do canal radicular e por fim foram utilizadas as limas F1 e F2 para completar a instrumentação do terço apical da raiz. Com o intuito de preparar o dente para receber o espigão de fibra de vidro foi usado um trépano, correspondente ao espigão de fibra de vidro escolhido, deixando um espaço de 4mm até ao ápex (Figura 14D). Durante todo o procedimento procedeu-se à irrigação do canal com hipoclorito de Sódio 1% (NaOCl). A limpeza final foi efetuada com soro fisiológico. Por fim o canal foi seco com uma seringa de ar.

Após preparados, os dentes foram seccionados num micrótomo de tecidos duros (Accuton-50, Struers, Dinamarca) (Figura 14F), no sentido vestibulo-lingual segundo o longo eixo do dente por forma a obter 40 fragmentos (Figura 14G).

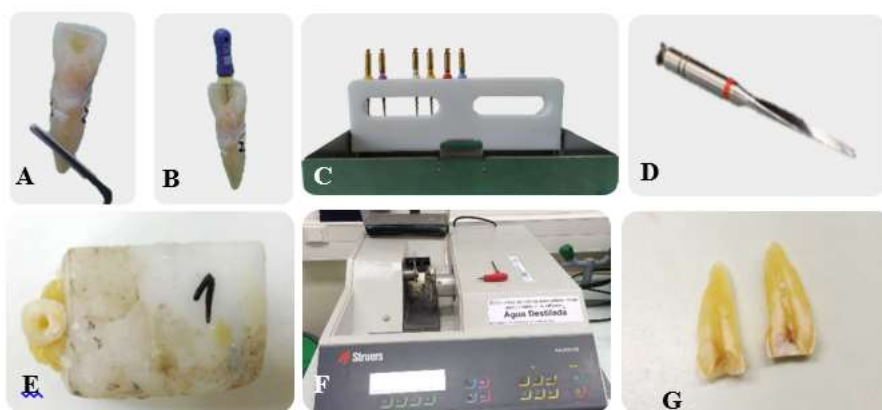


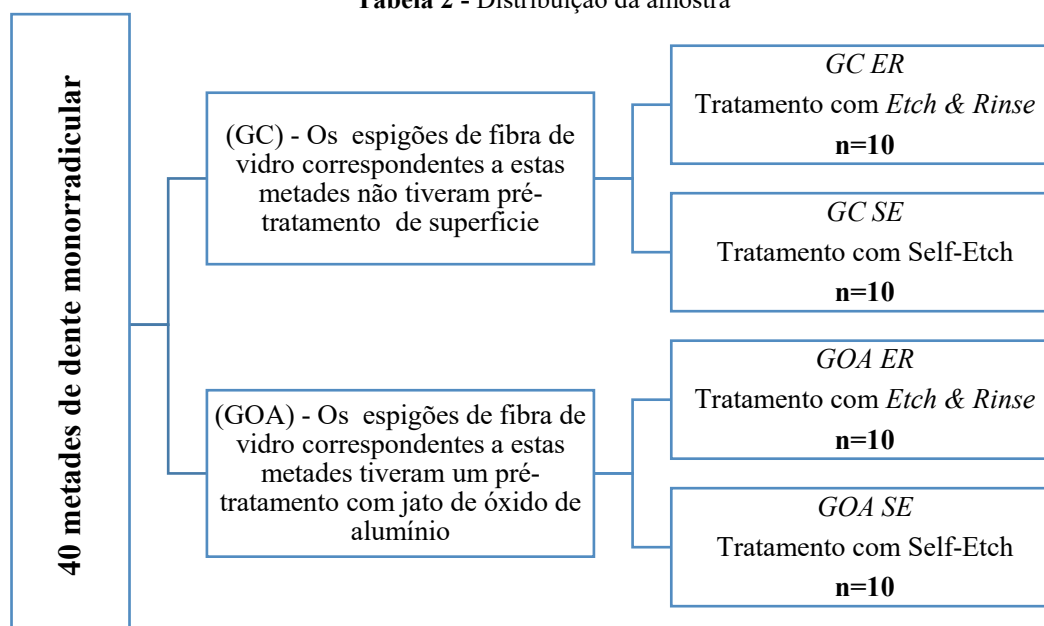
Figura 13 - Preparação do dente (A- Abertura do dente e numeração da amostra; B- Permeabilização com as limas K-Flexofile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça); C- Sistema NiTi ProTaper® (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça); D- Trepano vermelho, correspondente ao tamanho 2 (3M, ESPE, Seefeld, Alemanha); E- Dente colocado ao bloco de base acrílica com cera colante para posterior inserção no micrótomo; F- Micrótomo de tecidos duros (Accuton Struers, Dinamarca); G- Metades obtidas após cortes no sentido vestibulo-lingual)

2. Distribuição da amostra

As metades obtidas no micrótomo de tecidos duros, foram divididas aleatoriamente em 4 grupos (n=10) usando a função “rand” do programa Excel.

Em 20 metades de dente ocorreu um pré-tratamento dos espigões de fibra de vidro com óxido de alumínio (GOA), nas outras 20 metades não ocorreu, intitulando-se este grupo de Grupo de Controlo (GC). Em 10 exemplares de cada grupo foi aplicado o sistema adesivo sob o modo *Etch & Rinse* e nos restantes o mesmo sistema adesivo foi aplicado sob o modo *Self-Etch* (Tabela 2).

Tabela 2 - Distribuição da amostra



3. Preparação dos espigões

Os espigões utilizados nesta experiência foram os RelyX™ Fiber Post (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) tamanho 2 (cor vermelha). Os espigões do grupo de Controlo (GC) não tiveram pré-tratamento de superfície, no entanto os espigões do grupo óxido de Alumínio (GOA) foram jateados com Rocatec™ Pre (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Estas partículas foram dispensadas a uma distância de 1 cm por um período de 10 segundos e a uma pressão de 2.8 bar pela Rocatec™ Junior (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Figura 15), criando porosidades na superfície do espigão (Figura 16) (Andretti, 2011; Liu *et al.*, 2014).

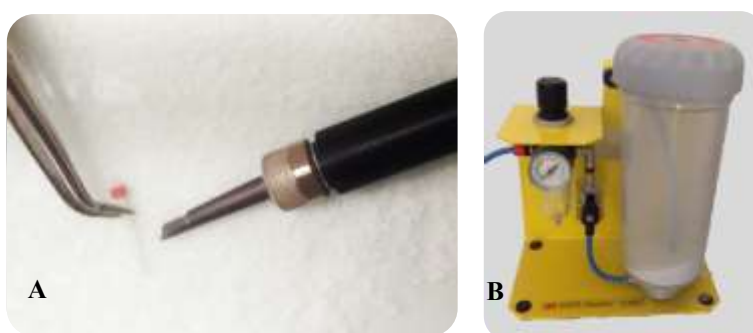


Figura 14 - A- Jateamento dos espigões de fibra de vidro com óxido de alumínio; **B-** Rocatec Junior (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)

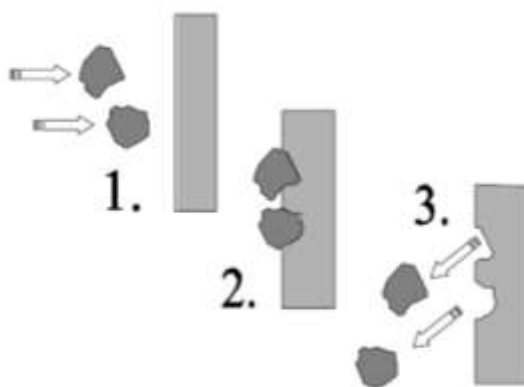


Figura 15 -As partículas de Rocatec™ Pre foram jateadas para a superfície do espigão provocando rugosidades. (3M ESPE, 2017c)

4. Secção de uma fatia de 1 mm

Antes da aplicação do sistema adesivo foi seccionada uma fatia de 1mm do terço cervical da raiz com o micrótomoto de tecidos duros (Accuton-50, Struers, Dinamarca) (Figura 17).

Escolheu-se o terço cervical porque a densidade e distribuição de túbulos dentinários, diminui significativamente de cervical para apical do canal radicular, o que determina a força de adesão.

Esta fatia foi espigãoriamente cimentada a outra fatia de 1mm do mesmo dente, que já se encontrava cimentada ao espigão.

Foi necessário cimentar esta fatia ao espigão de fibra de vidro devido à reduzida dimensão de cada metade de dente. O protocolo adesivo foi igual em ambas as metades.

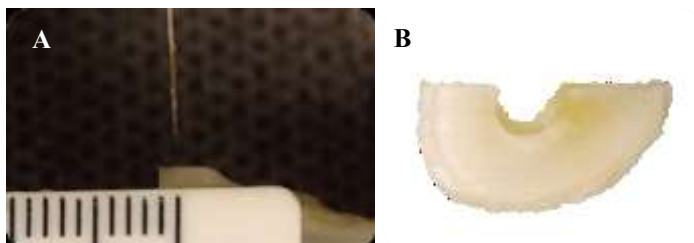


Figura 16 - Corte de uma fatia de dente. (A- Medição da fatia antes do corte pelo micrótomoto de tecidos duros (Accuton Struers, Dinamarca); B- Fatia de 1mm)

5. Aplicação do sistema adesivo

Em todas as amostras, foram aplicados os sistemas adesivos segundo as informações dos fabricantes (Tabela 3).

Os grupos *GC ER* ($n=10$) e *GOA ER* ($n=10$) foram submetidos ao sistema adesivo *Etch & Rinse* de 2 passos (E + P/B). Nestes grupos, houve um condicionamento prévio da dentina com *Scotchbond™ Universal Etchant*, ácido ortofosfórico 37% (Figura 18).

Nos grupos *GC SE* ($n=10$) e *GOA SE* ($n=10$) foi apenas utilizado *Scotchbond™ Universal* sob a técnica adesiva *Self-Etch* de 1 passo (E/P/B) (Figura 19).

Em todos os grupos, os espigões de fibra de vidro foram limpos com uma compressa embebida em álcool 70% por dez minutos, para uma eficaz remoção de todos os contaminantes e de seguida, aplicada uma fina camada de *Scotchbond™ Universal* com a ajuda de um *microbrush* (Figura 20).

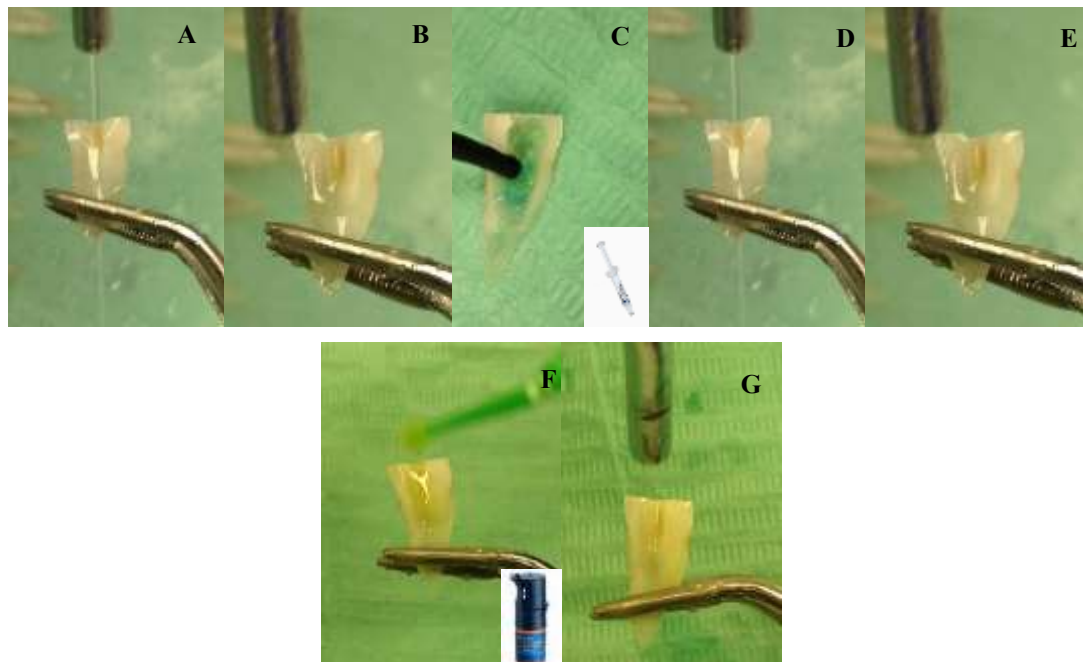


Figura 17 - Técnica adesiva *Etch & Rinse*. (A- Limpar o canal com água; B- Secar o canal com o sani-tip; C- Condicionar a dentina com Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE Seefeld, Alemanha) por 15 seg. D- Limpar a superfície condicionada; E- Secar a superfície com sani-tip; F- Aplicar o sistema adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE Seefeld, Alemanha); G- Secar a superfície de modo a existir uma camada homogênea de adesivo em toda a superfície)

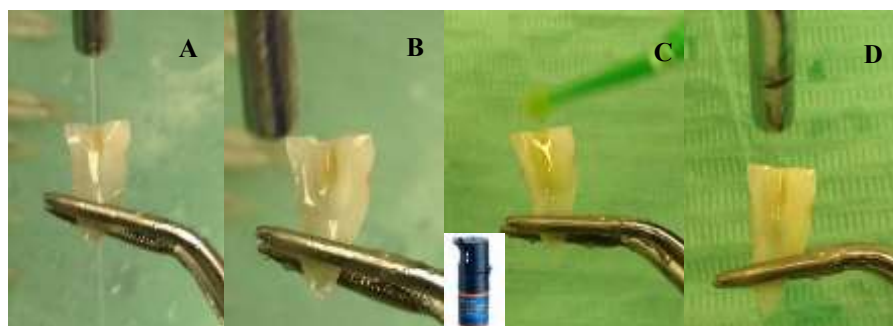


Figura 18 - Técnica adesiva *Self-Etch*. (A- Limpar o canal com água; B- Secar o canal com cones de papel; C- Aplicar o sistema adesivo Scotchbond™ Universal; D- Limpar os excessos com cones de papel; E- Secar com seringa de ar por 5 seg.)

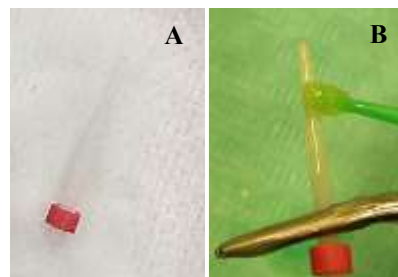


Figura 19 - Condicionamento adesivo do poste fibra de vidro. (A- Limpeza da poste com uma compressa embebida em álcool; B- Condicionamento adesivo com Scotchbond™ Universal)

Tabela 3 - Indicações dos fabricantes para a aplicação de Scotchbond™ Universal Etchant, Scotchbond™ Universal e RelyX™ Ultimate.

| Nome | Forma de Aplicação | |
|---|---|---|
| Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE Seefeld, Alemanha) | <ol style="list-style-type: none"> 1. Limpar bem a superfície com jato de água para remover qualquer resíduo de preparação; 2. Secar a superfície, sem ressequeir; 3. Utilizando o sistema de aplicação, aplicar o ácido diretamente sobre as superfícies a decapar; 4. Deixar o ácido ortofosfórico atuar sobre a superfície dentinária durante 15 seg.; 5. Lavar as superfícies em que o ácido foi aplicado durante 15 seg.; 6. Secar: Sem desidratar durante 5 seg.; | |
| Scotchbond™ Universal (3M ESPE Seefeld, Alemanha) | Dente <ol style="list-style-type: none"> 1. Limpar bem a superfície com jato de água para remover qualquer resíduo de preparação; 2. Secar sem desidratar durante 5 seg.; 3. Aplicar o sistema adesivo Scotchbond™ Universal na superfície dentária, esfregando durante 20 seg.: 4. Secar com seringa de ar durante 5 seg, para remover os excessos de material; 5. Não fotopolimerizar; | Espigão <ol style="list-style-type: none"> 1. Limpar os espigões com uma compressa embebida em álcool; 2. Aplicar o Scotchbond™ Universal com um <i>microbrush</i> na superfície do espigão; |
| RelyX™ Ultimate (3M ESPE Seefeld, Alemanha) | <ol style="list-style-type: none"> 1. Dispensar algum material num bloco para assegurar que o conteúdo da seringa sai uniformemente; 2. Aplicar o cimento no dente com a ajuda de <i>endo tips</i> de forma homogênea e sem criar bolhas; 3. Colocar o espigão; 4. Fotopolimerizar por 20 segundos. | |

6. Cimentação do espigão de fibra de vidro ao dente

A cimentação do espigão ao dente foi obtida através do cimento RelyX™ Ultimate (3M ESPE Seefeld, Alemanha). O cimento foi aplicado diretamente no dente com a ajuda de *endo tips* de forma homogênea e sem criar bolhas (Tabela 3).

De seguida, procedeu-se à fotopolimerização do cimento, promovendo a união entre o espigão e o dente (Figura 21).

O fotopolimerizador utilizado foi o Elipar Deep Cure-S (3M ESPE, St. Paul, EUA) a uma irradiação de 1500 m W/cm^2 .

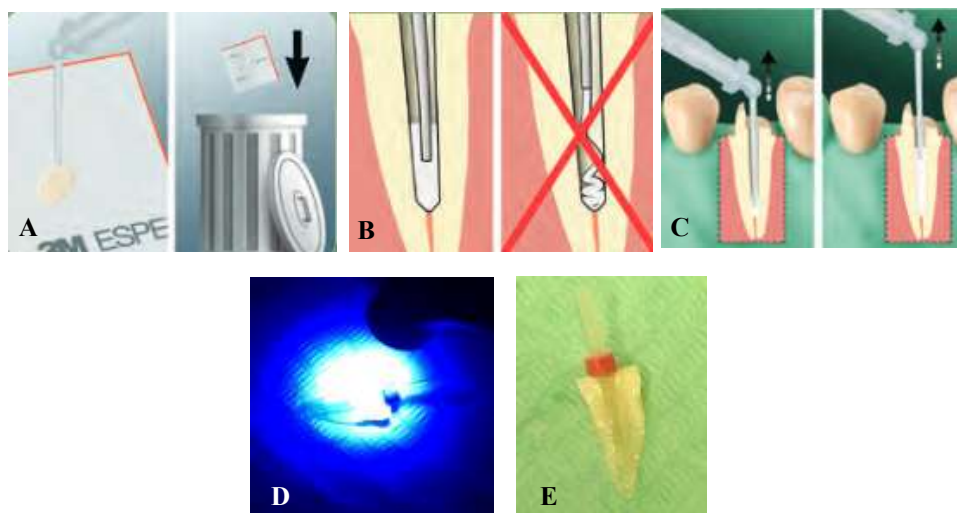


Figura 20 - Cimentação do poste de fibra de vidro ao dente. (A- Dispensar algum material num bloco para assegurar que o conteúdo da seringa sai uniformemente; B- Aplicar o cimento no dente com a ajuda de uma *endo tip* de forma homogénea e sem criar bolhas; C- Ir subindo a *endo tip* lentamente; D- Após colocar o poste, fotopolimerizar por 20 segundos; E- Aspeto final do dente após cimentação do poste de fibra de vidro)

Concluído este processo, foi secionada outra fatia de 1 mm no micrótomo de tecidos duros (Accuton-50, Struers, Dinamarca) e cimentada à primeira fatia previamente cortada, de acordo com o explicado anteriormente (Figura 22).



Figura 21 - Exemplar Final

7. Testes de Microtração

De forma a testar a microtração, procedeu-se à colocação dos exemplares recolhidos em *jigs*. Cada dente foi aderido ao *jig* com uma cola de cianocrilato (Zapit, Dental Ventures of América, Corona, CA, USA) e submetido à máquina de testes universais (Schimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão) a uma velocidade de 1mm/min até fraturarem (Figura 23).



Figura 22 - *Jig* na máquina de testes universais (Schimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão)

Para calcular a área de cada espécime foi utilizada a fórmula $arc = r \times 2\sin^{-1} \theta \times (c/2r)$ descrita por Bouillaguet *et al.*, (2003), onde, a área cimentada corresponde a *arc* x *espessura da fatia*, *arc* equivale ao arco da circunferência; *r* ao raio; *c* à corda e θ ao ângulo formado entre a corda e o centro do espigão (Figura 24). Com base nos resultados obtidos foi calculada a resistência adesiva (MPa), através da divisão da área cimentada sobre a força de rotura (Anexo 3).

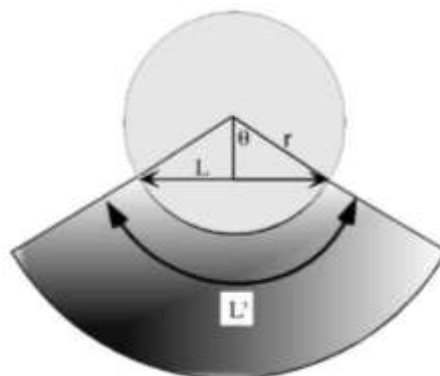


Figura 23 - Medição da área da superfície aderida ao dente. (Bouillaguet *et al.*, 2003)

As fraturas foram observadas à lupa estereoscópica Leica®MZ6 (Leica®, Alemanha) a uma ampliação de 40 vezes. Com base nesta observação, as amostras foram classificadas em: adesivas, coesivas ou mistas (Figura 25). Foram eliminadas da análise estatística todas as que não apresentavam fratura adesiva.

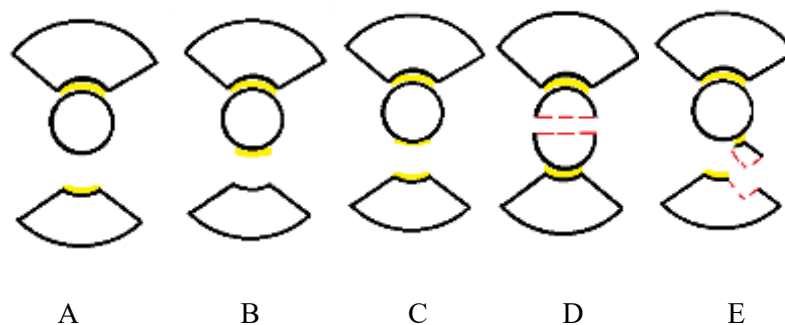


Figura 24 – Classificação dos diferentes tipos de fratura. (**A**- Fratura adesiva espigão/cimento: a fratura ocorre na interface entre o espigão de fibra de vidro e o cimento de resina; **B**- Fratura adesiva cimento/dente: a fratura ocorre na interface entre o cimento de resina e o dente; **C**- Fratura coesiva no cimento: a rotura ocorre exclusivamente no cimento de resina; **D**- Fratura coesiva em espigão: a fratura ocorre exclusivamente no espigão; **E**- Fratura mista: combinação das falhas anteriores;)

IV. Resultados

1. Análise estatística

Aplicou-se a ANOVA *two-way* para investigar o efeito da aplicação de óxido de alumínio sob dois protocolos de tratamento (ER /SE) na resistência adesiva proveniente de 33 amostras. Previamente à ANOVA, validaram-se os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de homocedasticidade, através do teste de *Levene* ($p = 0.677$) e o pressuposto de normalidade, através do teste de *Shapiro-Wilk* ($p > 0.05$).

A análise estatística foi efetuada com o programa IBM SPSS versão 24.0 para Windows e com o Excel 2013 para Windows 10.

No anexo 4 é possível encontrar os resultados obtidos na ANOVA *two-way*.

2. Análise do padrão de fratura

Quando analisados os padrões de fratura o GC ER demonstrou uma predominância de fratura adesiva verificando-se apenas a variação do local de fratura em 3% dos casos para a interface do cimento / dente em vez da interface espigão / cimento, que se verifica em 97% dos casos (Figura 26).

No GC SE verificou-se que a maioria das fraturas registadas foram adesivas, interface espigão / cimento (70%), seguindo-se da fratura coesiva do espigão (20%) e da fratura mista (10%) (Figura 27).

No GOA ER é possível verificar que 70% das fraturas foram adesivas (interface espigão / cimento), enquanto 20% situaram-se inteiramente no espigão (coesiva espigão) e 10% foram mistas (Figura 28).

Na Figura 29 é possível examinar o padrão de fratura do grupo GOA SE. Nas fraturas registadas existe um predomínio da fratura adesiva (interface espigão / cimento) (90%), seguindo-se da fratura coesiva em cimento (10%).

Quando comparados todos os tipos de fratura, de todos os grupos, a fratura adesiva apresentou predominância em relação às demais. Apenas o GC ER apresentou fratura adesiva na interface cimento / dente e simultaneamente apenas o GOA SE demonstrou fratura coesiva do cimento, ambos com valores de 10% em cada grupo. O grupo GC SE

e GOA ER apresentaram resultados idênticos, quando submetidos às forças de microtração. Todos os valores obtidos que não apresentaram fratura adesiva foram excluídos estatisticamente (Figura 30).

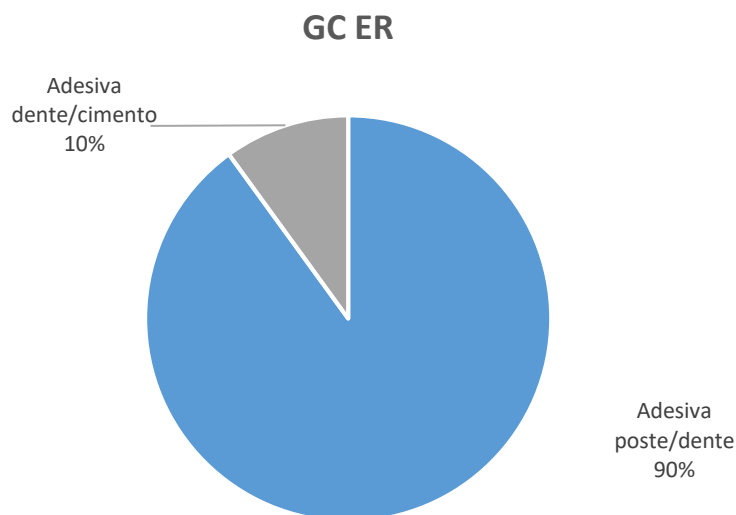


Figura 2625 - Fraturas registadas no grupo de controlo tratado sob o protocolo adesivo *Etch & Rinse*

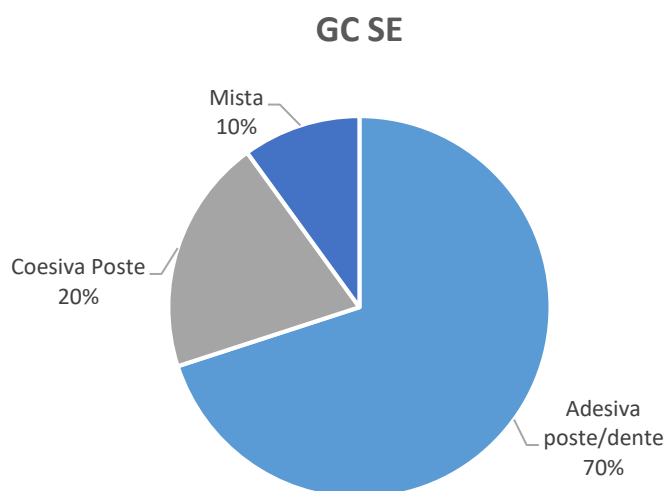


Figura 2726 - Fraturas registadas no grupo de controlo tratado sob o protocolo adesivo *Self-Etch*

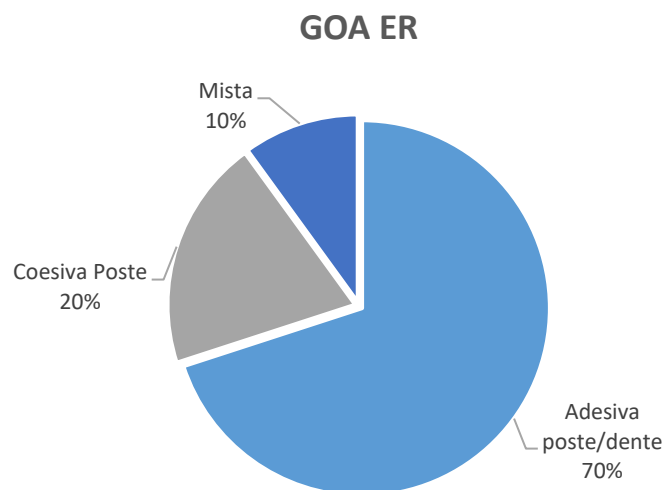


Figura 28 - Fraturas registadas no grupo tratado com óxido de alumínio e sob o protocolo adesivo *Etch & Rinse*

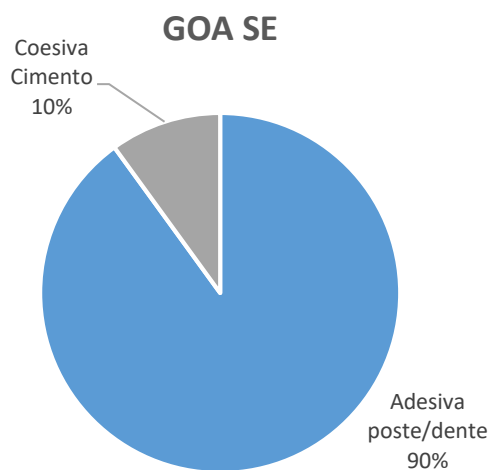


Figura 29 - Fraturas registadas no grupo tratado com óxido de alumínio e sob o protocolo adesivo *Self-Etch*

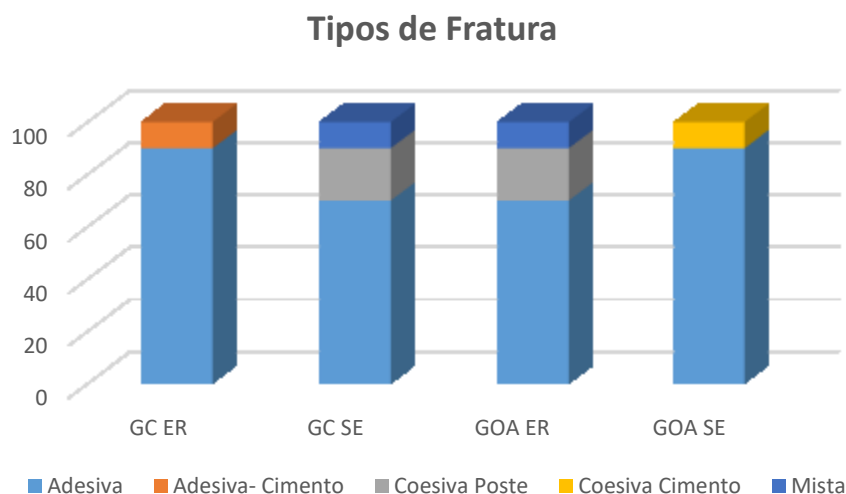


Figura 270 - Análise dos diferentes tipos de fratura entre os grupos amostrais

3. Comparação da resistência adesiva entre os grupos

Após a comparação de todos os grupos verificou-se que o grupo GC SE apresentou uma média de resistência adesiva (MPa) mais baixa que os restantes, com 46,48 MPa. O grupo que apresentou uma média de resistência adesiva superior foi o GOA SE (60,59 MPa), ou seja, o grupo que teve condicionamento prévio do espigão de fibra de vidro com óxido de alumínio e foi aderido à superfície dentária segundo o protocolo *Self-Etch*. No entanto, não se verificaram diferenças significativas entre os grupos amostrais (Tabela 4) (Figura 31).

Tabela 4 - Resumo das médias da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos dentes que manifestaram fraturas adesivas

| Grupo | Média MPa | Desvio Padrão | n |
|--------|-----------|---------------|----|
| GC ER | 54,49 | 28,571 | 10 |
| GC SE | 46,48 | 18,523 | 7 |
| GOA ER | 55,31 | 31,422 | 7 |
| GOA SE | 60,59 | 28,094 | 9 |

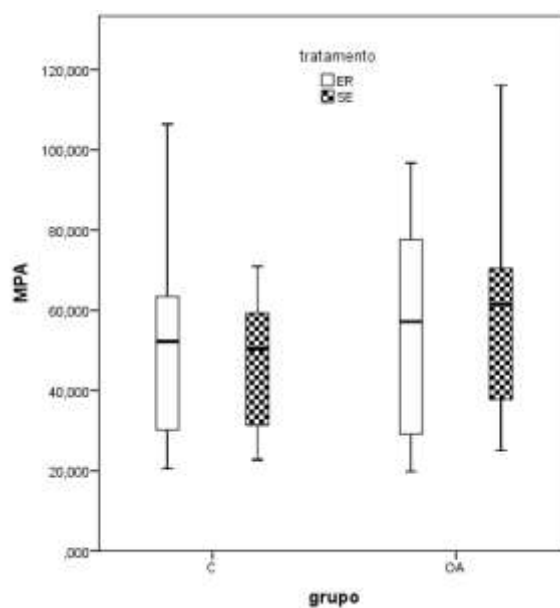


Figura 281 - Valores médios da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos amostrais

De acordo com os resultados obtidos concluiu-se que:

- Não existe interação entre os dois fatores independentes incluídos no modelo ($p = 0.496$).
- Não existem diferenças estatisticamente significativas entre o grupo de controlo e o grupo sujeito ao óxido de alumínio, no que se refere à resistência ($p = 0.444$).
- Não existem diferenças significativas entre as amostras sujeitas a tratamento *Self-Etch* ou *Etch & Rinse* ($p = 0.888$).

V. Discussão

Esta experiência laboratorial teve como objetivo analisar as forças adesivas por microtração de espigões de fibra de vidro condicionados com diferentes pré-tratamentos de superfície.

Os espigões são usados frequentemente em dentes endodonciados que perderam excessiva estrutura dentária. O sucesso clínico da restauração vai depender da capacidade de suportar diferentes variações térmicas e mecânicas presentes na cavidade oral. Com o intuito de favorecer o resultado clínico destas restaurações e ajudar a reforçar os espigões, foram implementadas novas estratégias de adesão, através da aplicação de cimentos resinosos (Bouillaguet *et al.*, 2003).

As características histológicas das paredes dentinárias tratadas endodonticamente, bem como as características dos diferentes materiais disponíveis para a adesão, tornam a cimentação aos espigões de fibra de vidro um processo único (Goracci *et al.*, 2004; Perdigão, 2016).

A adesão *in vitro* do espigão de fibra de vidro ao dente pode ser condicionada por diferentes fatores como: (1) Método de armazenamento do dente após extração; (2) Porção da raiz submetida aos testes de microtração; (3) Ação dos irrigantes sobre o colagénio dentinário; (4) Tipo de agente de união utilizado; (5) Capacidade de remover o ácido após o condicionamento, sob a técnica *Etch & Rinse*; (6) Configuração do canal, o que pode influenciar o *stress* de polimerização; (7) Tipo de polimerização; (8) Configuração do espigão e as suas propriedades físicas e químicas (Goracci *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2015; Perdigão, 2016).

Para que seja possível relacionar os estudos realizados *in vitro* com os estudos desenvolvidos no âmbito clínico, foi seguida a norma ISO/TS 11405:2015 (E) respeitando as normas de seleção, armazenamento e manipulação da amostra.

A qualidade da adesão à dentina radicular é afetada pela densidade e orientação dos túbulos dentinários. Segundo Pereira *et al.*, (2015) e Theodor *et al.*, (2017), a porção dentinária da raiz que demonstra melhores resultados na adesão é o terço cervical. Baseados nestes estudos, optou-se pela utilização de amostras desta porção da raiz.

Morris *et al.*, (2001), demonstraram que a adesão à dentina radicular é afetada pelos procedimentos executados antes da cimentação. O uso de NaOCl a 5%, tem a

capacidade de diminuir as forças de adesão à dentina. Segundo os autores, este tratamento remove a matriz orgânica, deixando a superfície mineralizada limpa. Por outro lado, as partículas de hipoclorito de sódio podem dissociar-se em cloreto de sódio e oxigénio. O oxigénio forma alterações químicas que inibem a polimerização dos cimentos resinosos. A formação de bolhas de oxigénio na interface resina-dentina pode interferir com a infiltração da resina nos túbulos dentinários. O uso de NaOCl a 1%, não demonstrou alterações significativas na adesão. Por esta mesma razão, optou-se pela utilização desta percentagem de hipoclorito de sódio neste ensaio laboratorial (Ari *et al.*, 2003).

Tal como Pereira *et al.*, (2015) e Rodrigues *et al.*, (2017) e ao contrário do praticado na clínica, os canais dentários do presente estudo, não foram preenchidos com *gutta-percha* ou selantes apicais. O uso destes materiais, poderia levar à contaminação das raízes e consequentemente à alteração dos resultados.

Quando os espigões de fibra de vidro foram introduzidos no mercado, desenvolveu-se um novo interesse: descobrir diferentes metodologias de adesão à dentina radicular. Foram assim desenvolvidos os cimentos resinosos, que podem ou não ser aplicados juntamente com os sistemas adesivos (Goracci *et al.*, 2004).

Neste trabalho de investigação, optámos por utilizar espigões de fibra de vidro em vez de outro material de retenção, devido às características físicas que estes apresentam. Os espigões de fibra de vidro exibem elevadas forças de resistência à tração e um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Estes fatores combinados são ideais para testar as forças de adesão por microtração (Ferrari *et al.*, 2001; Perdigão, 2016).

Para este estudo foram escolhidos espigões de fibra de vidro paralelos e afunilados na porção apical (RelyX™ Fiber Post, 3M ESPE Seefeld, Alemanha), por apresentarem uma anatomia canalar semelhante à dos incisivos centrais superiores.

Como referido anteriormente, os espigões de fibra de vidro são constituídos por fibras de vidro e por uma matriz resinosa. As fibras que os constituem são responsáveis pela resistência à flexão. A matriz resinosa fornece resistência contra as forças de compressão e pode interagir com os monómeros funcionais existentes no cimento de resina (Perdigão, 2016).

Um fator importante a considerar é o tratamento superficial aplicado ao espigão. Dois grupos foram jateados com óxido de alumínio (GOA ER e GOA SE), nos outros

dois não existiu jateamento prévio (GC ER e GC SE). No entanto, em todos os grupos foi aplicado o sistema adesivo Scotchbond™ Universal no espigão.

Andretti provou num estudo realizado, em 2011, que o jato de óxido de alumínio cria retenções na superfície dos espigões de fibra de vidro. No entanto, estas rugosidades não originam quaisquer diminuições nas capacidades mecânicas do espigão.

Marques *et al.*, (2016) compararam a resistência de união de um cimento convencional com a de um cimento autoadesivo, após diferentes tratamentos de superfície de espigões de fibra de vidro. Demonstraram que o grupo jateado com óxido de alumínio evidenciou valores de resistência de união (14,7 MPa) superiores ao grupo de controlo (10,7 MPa). Os resultados alcançados neste estudo são contrários aos nossos, nos quais não se verificaram diferenças significativas entre os grupos jateados (GOA ER 55,31, GOA SE 60,59) e os grupos de controlo (GC ER - 54,49 MPa; GC SE- 46,48 MPa). A dissonância nos resultados obtidos no referido estudo pode estar relacionada com os diferentes tempos de aplicação (30 segundos), tamanho das partículas de óxido de alumínio utilizadas (50µm), diferenças de pressão (4bar), distância do aplicador à superfície do espigão (20mm), ou ao cimento utilizado (RelyX™ U200, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha).

Num estudo realizado por Radovic *et al.*, em 2007, que visou analisar o efeito da adesão de espigões de fibra de vidro jateados com óxido de alumínio à resina composta, chegou-se à conclusão que o jateamento do espigão de fibra de vidro com óxido de alumínio não melhorava a retenção dos espigões. No nosso estudo, também não se verificaram diferenças significativas entre os grupos que sofreram tratamentos de superfície e os grupos que não foram jateados, o que apoia os estudos de Radovic *et al.*. Em ambas as investigações foi utilizado Rocatec-Pre™ (3M ESPE Seefeld, Alemanha), no entanto, o âmbito do estudo diferiu, uma vez que os autores referidos avaliaram a adesão do espigão ao coto e no nosso foi avaliada a adesão do espigão ao cimento.

Num estudo realizado por Ferrari *et al.*, (2001), que visou analisar a eficácia de diferentes técnicas adesivas na adesão às paredes dentinárias da raiz, foi demonstrado que a adesão dos espigões de fibra de vidro ao substrato apresenta melhores resultados quando o espigão é condicionado com um *primer* adesivo do que quando é condicionado apenas com um *primer*. O Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), utilizado no nosso estudo, respeita esta tipologia de condicionamento, uma vez que se trata de um

primer adesivo. Os nossos resultados são concomitantes com os resultados obtidos por estes autores.

Segundo Perdigão (2016), os cimentos resinosos apresentam boas propriedades mecânicas e adesivas quando comparados com outros cimentos.

Selecionar o adesivo e o cimento a serem utilizados na adesão ao canal, pode ser considerado um desafio, pois existem variadas combinações possíveis de agentes de união. Se os cimentos resinosos forem utilizados na cimentação de espigões endodônticos, é importante otimizar as forças de adesão entre a dentina e o cimento e o cimento e o espigão.

Este trabalho de investigação, incidiu sobre a utilização do RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Segundo a 3M ESPE, este cimento de resina de dupla polimerização é um dos que permite obter melhores forças de adesão, quando comparado com outros cimentos existentes no mercado. Pode ser aplicado juntamente com o adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), condicionando a superfície sob a técnica adesiva: *Etch & Rinse*, *Selective Enamel Etching* ou *Self-Etch* (3M ESPE, 2017b).

A composição do cimento bem como o método de polimerização, são fatores que podem influenciar a capacidade de contração produzida na polimerização. Para diminuir a viscosidade e facilitar o processo clínico, os fabricantes criaram cimentos resinosos onde incorporaram partículas de baixa viscosidade com carga. No entanto, a presença destas partículas pode levar a um aumento da contração, o que não se verificava nos cimentos onde as partículas apresentavam maior dimensão (Bouillaguet *et al.*, 2003).

O RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) é constituído por monómeros de metacrilato. Estas partículas quando acopladas, criam polímeros lineares em vez de polímeros com ligações cruzadas. O que leva a uma maior contração do cimento quando fotopolimerizado. A sua fotopolimerização leva a uma rápida alteração na interface cimento-dentina, afetando as forças de ligação entre as duas superfícies. O *stress* de polimerização pode atingir até 20 MPa e originar *gaps*. Se por outro lado, o cimento for autopolimerizado, o *stress* de polimerização vai ser menor. No entanto, as forças de adesão podem não ser tão eficazes por existirem dificuldades de visibilidade, acesso e controlo da humidade. A dupla polimerização é o método de eleição quando se pretende uma adesão ao longo dos canais radiculares. Esta técnica permite uma adequada

polimerização do sistema adesivo e cimento de resina em toda a área do canal, não prejudicando a retenção do espigão (Morris *et al.*, 2001; Bouillaguet *et al.*, 2003; Conceição *et al.*, 2004; Pereira *et al.*, 2015; 3M ESPE, 2017b).

Utilizando também o cimento RelyX™ Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), Conceição *et al.*, (2004) estudaram a influência do sistema adesivo na retenção de espigões de fibras de vidro. Os investigadores, demonstraram que a utilização de sistemas adesivos associados a cimentos resinosos promovia a união à dentina radicular. Concluíram assim que a escolha do sistema adesivo pode influenciar a retenção aos espigões radiculares e que os cimentos de dupla polimerização promovem maior retenção dos espigões de fibra de vidro no canal radicular.

Lima *et al.*, (2016), avaliaram a resistência adesiva de cimentos universais ativados quimicamente e através de dupla polimerização. Demonstraram que a resistência adesiva do cimento RelyX™ Ultimate (3M, ESPE, Seefeld, Alemanha), quando ativado apenas quimicamente, apresentava forças de adesão inferiores quando comparado com grupos que foram ativados através de dupla polimerização. Por esta mesma razão, optámos pela utilização do cimento ativado através de dupla polimerização.

O Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), utilizado neste estudo, pode apresentar diferentes técnicas de aplicação. Segundo Farias *et al.*, (2016) este material apresenta bons resultados na adesão imediata da dentina independentemente da técnica de aplicação. Componentes incluídos na sua fórmula como o 10-MDP, PENTA ou Vitrebond são incorporados no adesivo com o objetivo de melhorar as suas forças de adesão ao substrato. A capacidade adesiva deste sistema adesivo é consequência da capacidade de adesão micromecânica da superfície dentinária e da criação de ligações químicas entre o monómero 10-MDP e as fibras de colagénio e cristais de hidroxiapatite remanescentes.

A adesão sob a técnica *Etch & Rinse*, pode depender de inúmeros fatores como: o condicionamento ácido da superfície, a duração de aplicação e o método de lavagem e secagem. A falta de controlo da humidade ou a incompleta impregnação dos monómeros, podem reduzir a ligação da resina à dentina (Bouillaguet *et al.*, 2003; Theodor, Koesmaningati, & Gita, 2017).

A superfície dentinária, quando preparada, provoca a quebra na perenidade dos túbulos dentinários, desencadeando a diminuição da permeabilidade dentinária por

obliteração dos túbulos com a *smear layer*. O condicionamento com ácido ortofosfórico conduz à remoção da *smear layer*, desmineralização dos cristais de hidroxiapatite e exposição das fibras de colagénio. Quando a *smear layer* é removida, o aumento no número e diâmetro dos túbulos dentinários próximos da polpa, desencadeia um aumento da difusão e penetração do sistema adesivo. Consequentemente, existe uma maior união dos cimentos resinosos à dentina radicular, dando origem à camada híbrida e *resin tags* (Heymann, Swift, & Ritter, 2012; Perdigão, 2016; Theodor *et al.*, 2017).

A penetração nos túbulos dentinários e nas fibras de colagénio torna-se mais fácil, em dentina humedecida, uma vez que o sistema adesivo apresenta monómeros hidrofílicos. Se, por outro lado, ocorrer uma exacerbada secagem da superfície após o condicionamento, as fibras de colagénio podem tornar-se mais frágeis e quebrar, diminuindo a sua permeabilidade. Consequentemente, os monómeros dos agentes de união não conseguirão penetrar nas fibras de colagénio e nos túbulos dentinários. Assim, a formação da camada híbrida e dos *resin tags* encontra-se comprometida. Por esta razão, tivemos uma especial atenção aos tempos de secagem e de lavagem da superfície durante este procedimento (Gary, 2012; Theodor *et al.*, 2017).

O uso de sistemas adesivos *Self-Etch* em combinação com cimentos resinosos na cimentação de espigões intracanalares têm vindo a ser cada vez mais utilizados. Os sistemas *Self-Etch* são, normalmente, aplicados em dentina seca. O facto de não necessitarem de condicionamento ácido prévio, reduz o número de passos clínicos e consequentemente diminui a possibilidade de ocorrência de erros por parte do operador. Contudo, a sua capacidade de infiltração na *smear layer* pode revelar-se um verdadeiro desafio (Bouillaguet *et al.*, 2003; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Theodor *et al.*, 2017).

Theodor *et al.*, (2017), comparou a capacidade de adesão dos cimentos convencionais preparados sob o protocolo adesivo *Self-Etch* e *Etch & Rinse* com os cimentos autocondicionantes. O autor demonstrou que não existiam diferenças significativas na adesão de espigões de fibra de vidro sob a técnica adesiva *Etch & Rinse* ou *Self Etch*. As conclusões obtidas estão de acordo com os nossos resultados, apesar do protocolo laboratorial diferir no cimento utilizado. Esta conclusão pode estar relacionada com o fato da técnica *Etch & Rinse* ser mais técnico-sensível quando comparada com a técnica *Self-Etch* e por a técnica *Self-Etch* apresentar um maior risco de insucesso no processo de adesão entre o cimento e a dentina.

Estudos realizados por Mazzoni *et al.*, (2009) e Bitter *et al.*, (2014), visaram analisar a interface morfológica e as forças de adesão do espigão à superfície dentária. Estes demonstraram que, as forças de ligação dos sistemas adesivos investigados não foram afetadas pela abordagem adesiva. No nosso estudo, foram executadas as mesmas técnicas adesivas, *Self-Etch* e *Etch & Rinse*, contudo, os sistemas adesivos e os cimentos utilizados foram diferentes.

Em 2003, Bouillaguet *et al.*, estudaram as forças de adesão entre o cimento e a porção dentinária da raiz através de testes de microtração. Segundo estes autores, era expectável que o processo de adesão que necessitasse de mais passos clínicos mostrasse significativa redução das forças de adesão, no entanto, tal como verificado no nosso estudo, esta situação não se verificou. Os nossos estudos diferem na medida em que na investigação conduzida por Bouillaguet *et al.*, a preparação dos dentes foi executada com RelyX Arc (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), ED *primer* Panavia F (Kuraray Dental Products, Osaka, Japão) C e B Metabond (Parkell, Farmingdale, Nova Iorque, EUA) e Fuji Plus (GC Co., Tóquio, Japão) e no nosso foi utilizado Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) combinado com RelyX™ Ultimate (3M, ESPE, Seefeld, Alemanha).

A investigação conduzida por Goracci *et al.*, em 2004, reflectiu sobre o estudo da adesão entre os espigões de fibra de vidro e as paredes radiculares do canal. Estes concluíram que os elevados valores de adesão à dentina que registaram estavam relacionados com a adaptação não uniforme do agente de união ou com a sua incompleta polimerização. No nosso trabalho de investigação o mesmo não se verificou.

Adicionalmente o fator C, definido como o rácio de superfície aderida versus superfície não aderida, pode ter contribuído para a maximização do *stress* de polimerização do cimento de resina nas paredes do canal radicular. Quando as forças de polimerização são geradas em superfícies com uma configuração geométrica adversa, estas podem ser tão intensas que originam falhas na união entre a parede do canal e o agente de união (Goracci *et al.*, 2004; Heymann *et al.*, 2012).

Para medir a força de adesão do dente ao espigão, foi utilizado o teste de microtração. Este teste foi escolhido devido à reduzida dimensão dos materiais de estudo. Segundo Goracci *et al.*, (2004) esta técnica permite uma maior distribuição das forças pela superfície aderida e uma melhor avaliação do padrão de fratura.

O facto de terem sido utilizados dentes seccionados pode ter condicionado os valores de adesão. Estudos realizados por Bouillaguet *et al.*, (2003), demonstram que as forças de adesão são significativamente superiores em superfícies radiculares planas quando comparadas com as forças aplicadas nos canais intactos.

As falhas ocorridas nos testes de microtração foram de natureza adesiva (entre o espigão e o cimento ou entre o cimento e o dente), coesiva (no espigão ou no cimento) ou mista. A falha mais comum foi a adesiva, na interface espigão / cimento.

De acordo com a literatura, as amostras que sejam classificadas como coesivas ou mistas devem ser excluídas (Garcia *et al.*, 2008).

Segundo Radovic *et al.*, (2007), as fraturas coesivas podem dever-se a forças de adesão mais elevadas ou ao incorreto alinhamento da amostra na máquina de testes universais, o que desencadeia uma distribuição não uniforme em relação às forças aplicadas. A fratura mista não foi conclusiva, ou seja, não foi possível verificar o tipo de fratura ocorrida (Sarkis-Onofre *et al.*, 2014).

Os diferentes resultados obtidos nas amostras que registaram fraturas adesivas podem dever-se: variabilidade de reprodução do protocolo experimental, substratos com diferentes estruturas ou falha na colocação do sistema adesivo e/ou cimento.

Perante os resultados obtidos, foram aceites as hipóteses nulas.

VI. Conclusões

Com base nos resultados obtidos neste estudo *in vitro* e de acordo com as suas limitações, podemos concluir que:

1 - O pré-tratamento dos espigões de fibra de vidro não aumenta a resistência adesiva do cimento ao espigão.

2 - Os sistemas adesivos *Etch & Rinse* não apresentam diferenças significativas para com os sistemas adesivos *Self-Etch*, na cimentação de espigões de fibra de vidro com pré-tratamento de superfície.

Relevância clínica:

Durante a sua prática clínica, o Médico Dentista, depara-se com inúmeras situações limite. Em muitas situações, o dente a reabilitar apresenta pouco remanescente, no entanto, é importante ter em conta, que a colocação de um espigão de fibra de vidro pode ajudar a reter a futura restauração e assim evitar a exodontia.

No tratamento restaurador, é importante considerar que o material escolhido cumpra as exigências estéticas, mas também, que apresente resistência quando submetido às forças intraorais.

O fato de não se terem verificado diferenças significativas entre os grupos demonstra que é possível preparar o dente e o espigão com menos passos clínicos, o que permite ao operador rentabilizar o tempo clínico.

Perspetivas futuras:

Tendo em conta a escassez de estudos publicados sobre o cimento RelyX™ Ultimate (3M, ESPE, Seefeld, Alemanha) e a sua adesão aos espigões de fibra de vidro seria importante realizarem-se estudos que visassem:

- Analisar e comparar as forças de adesão entre o condicionamento com *Etch & Rinse* e *Self-Etch* a longo prazo;
- Analisar a adesão dos espigões de fibra de vidro à superfície radicular, utilizando pré-tratamentos diferentes dos utilizados nesta experiência;
- Verificar a integridade da interface adesiva através de testes de microinfiltração;
- Comprovar a eficácia da resistência adesiva *in vivo*;
- Comparar a resistência adesiva deste cimento, em dentes que não foram reabilitados com espigões de fibra de vidro, a fim de averiguar qual dos dois métodos apresenta um melhor resultado clínico;
- Tendo em conta que não se verificaram diferenças significativas nesta investigação laboratorial, seria importante realizarem-se mais estudos, com maiores amostras, a fim de aprofundar os nossos conhecimentos sobre este tema;

VII. Bibliografia

- 3M ESPE. (n.d.). Adesivo universal Scotchbond™. Retrieved June 14, 2017, from http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/pt_PT/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Dental-Restorative-Materials/Dental-Bonding/Dental-Adhesive/#tab2
- 3M ESPE. (2017a). RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement. Retrieved March 27, 2017, from https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~/relyx-ultimate-RelyX-Ultimate-Adhesive-Resin-Cement?N=5002385+3294776548&rt=rud
- 3M ESPE. (2017b). RelyX™ Ultimate Technical Data Sheet. EUA.
- 3M ESPE. (2017c). Rocatec Bonding: Scientific Product Profile. Seefeld, Alemanha.
- Alomari, Q., Barrieshi-Nusair, K., & Ali, M. (2011). Effect of C-factor and LED Curing Mode on Microleakage of Class V Resin Composite Restorations. *European Journal of Dentistry*, 5(4), 400–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21912498>
- Alsamadani, K. H., Abdaziz, E.-S. M., & Gad, E.-S. (2012). Influence of Different Restorative Techniques on the Strength of Endodontically Treated Weakened Roots. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2012/343712>
- Alves, V., Freire, I., & Gouveia, C. (2016). Agentes cimentantes permanentes em restaurações indiretas: Qual material a utilizar?, 15.
- Amaral, M., Santini, M. F., Wandscher, V., Amaral, R., & Valandro, L. F. (2009). An *In Vitro* Comparison of Different Cementation Strategies on the Pull-out Strength of a Glass Fiber Post. *Operative Dentistry*, 34(4), 443–451. <https://doi.org/10.2341/08-113>
- Andretti, F. L. (2011). *Influência do tipo de tratamento da superfície de pinos de fibra de vidro na resistência de união à resina composta*. Universidade Federal de Santa Catarina. Retrieved from <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/95100>
- Anusavice K. J., Shen C., Rawls H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12th ed.). St. Louis, EUA: Elsevier.
- Ari, H., Yasar, E., & Belli, S. (2003). Effects of NaOCl on Bond Strengths of Resin Cements to Root Canal Dentin. *Journal of Endodontics*, 29(4), 248–251. <https://doi.org/10.1097/00004770-200304000-00004>

- Armstrong, S., Breschi, L., Ozcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133–143. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.015>
- Bitter, K., Gläser, C., Neumann, K., Blunck, U., & Frankenberger, R. (2014). Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS ONE*, 9(2). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0086294>
- Bouillaguet, S., Troesch, S., Wataha, J. C., Krejci, I., Meyer, J. M., & Pashley, D. H. (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials*, 19(3), 199–205. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00030-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00030-1)
- Buonocore, M. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
- Chávez-Lozada, J., & Urquía-Morales, M. C. (2014). in Vitro Evaluation of the Film Thickness of Self-Etching Resin Cements, 145–150. <https://doi.org/10.1590/S1852-48342014000300008>
- Coelho, A., Canta, J., Martins, J., Oliveira, S., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39–46. <https://doi.org/10.1016/J.RPEMD.2011.11.008>
- Conceição, A., Conceição, E., Braz, R., Ferreira, E., & Dantas, D. (2004). Influência do Sistema Adesivo na Retenção de Pinos de Fibras de Vidro, 58–61.
- Delvan, G. (2001). *Sistemas adesivos dentinarios*. Florianópolis.
- Ecimed. (n.d.). Apical “Delta.” Retrieved March 28, 2017, from <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-00000-00---off-0estomato--00-0----0-10-0---0---0direct-10---4-----0-11--11-es-50---20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-00&a=d&cl=CL1&d=HASHa3228baa9765ca79fdf5cb.2.2.13>
- Elsaka, S. E. (2013). Influence of chemical surface treatments on adhesion of fiber posts to composite resin core materials. *Dental Materials*. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.004>
- Farias, D. C. S., Caldeira De Andrada, M. A., Boushell, L. W., & Walter, R. (2016). Assessment of the initial and aged dentin bond strength of universal adhesives.

- International Journal of Adhesion and Adhesives*, 70, 53–61.
<https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.05.008>
- Fernandes, A. S., Shetty, S., & Coutinho, I. (2003). Factors determining post selection: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 556–562.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.09.006>
- Ferrari, M., Vichi, A., Fadda, G., Cagidiaco, M., Tay, F., Breschi, L., ... Goracci, C. (2012). Clinical Trials: A Randomized Controlled Trial of Endodontically Treated and Restored Premolars. *Journal of Dental Research*, 91(July), 72S–78S.
<https://doi.org/10.1177/0022034512447949>.
- Ferrari, M., Vichi, A., & Grandini, S. (2001). Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: An SEM investigation. *Dental Materials*, 17(5), 422–429. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00102-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00102-0)
- Ferreira, M. C., & Figueiredo, A. (2015). *Adesão química : a incorporação do monómero 10-MDP nos adesivos dentários*. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.
- Garcia, R. N., Schaible, B. R., Lohbauer, U., Petschelt, A., & Frankenberger, R. (2008). Bond strength of self-etching adhesive systems to deep dentin. *Rsbo*.
- Gary, A. (2012). Is Total-Etch Dead? Evidence Suggests Otherwise | CDEWorld - Continuing Dental Education, (January 31st, 2015), 1–6.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: structure, composition and mineralization. *Frontiers in Bioscience (Elite Edition)*, 3, 711–35.
 Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21196346>
- Goracci, C., & Ferrari, M. (2011). Current perspectives on post systems: A literature review. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 77–83.
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01298.x>
- Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., ... Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences*, 112(4), 353–361.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00146.x>
- Heymann, H., Swift, E., & Ritter, A. (2012). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6th ed.). Elsevier.
- Hilton, T., Ferracane, J., & Broome, J. (2013). *Summitt's Fundamentals of Operative*

- Dentistry: A Contemporary Approach* (4th ed.). Quintessence books.
- ISO. ISO/TS 11405:2015 Dentistry - Testing of adhesion to tooth structure (2015). Switzerland: ISO.
- Junqueira, L. C., & Carneiro, J. (2004). *O trato digestivo. In Histologia Básica*. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Kumari, R. V., Poluri, R. K., Nagaraj, H., & Siddaraju, K. (2015). Comparative Evaluation of Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements: An In-Vitro Study. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(Suppl 1), 43–7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26225104>
- Larmas, M., & Sándor, G. K. B. (2014). Enzymes, dentinogenesis and dental caries: a literature review. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 5(4), e3. <https://doi.org/10.5037/jomr.2014.5403>
- Liu, C., Liu, H., Qian, Y.-T., Zhu, S., & Zhao, S.-Q. (2014). The influence of four dual-cure resin cements and surface treatment selection to bond strength of fiber post. *International Journal of Oral Science*. <https://doi.org/10.1038/ijos.2013.83>
- Marques, J., Gonzalez, C., Silva, E., Pereira, G., Simão, R., & Prado, M. (2016). Análise comparativa da resistência de união de um cimento convencional e um cimento autoadesivo após diferentes tratamentos na superfície de pinos de fibra de vidro. *Revista de Odontologia Da UNESP*, 45(2), 121–126. <https://doi.org/10.1590/1807-2577.18615>
- Mazzoni, A., Marchesi, G., Cadenaro, M., Mazzotti, G., Di Lenarda, R., Ferrari, M., & Breschi, L. (2009). Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *European Journal of Oral Sciences*, 117(4), 447–453. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2009.00656.x>
- Mithiborwala, S., Chaugule, V., Munshi, A. K., & Patil, V. (2012). A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(2), 158–63. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.96818>
- Monticelli, F., Toledano, M., Tay, F. R., Cury, A. H., Goracci, C., & Ferrari, M. (2006). Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dental Materials*, 22(7), 602–609. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.018>
- Morris, M., Lee, K., Agee, K., Bouillaguet, S., & Pashley, D. (2001). Effects of Sodium Hypochlorite and RC-Prep on Bond Strengths of Resin Cement to Endodontic

- Surfaces. *Journal of Endodontics*, 27(12), 753–757.
<https://doi.org/10.1097/00004770-200112000-00010>
- Mortavazi, V., Fathi, M., Ataei, E., & Askari, N. (2012). Scanning electron micrograph of the resin-dentin interface bonded with... | Figure 5 of 11. Retrieved September 1, 2017, from https://www.researchgate.net/figure/233840595_fig5_Scanning-electron-micrograph-of-the-resin-dentin-interface-bonded-with-PBNT-1250x
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265–273. <https://doi.org/10.1002/jbm.820160307>
- Naves, L. Z., Santana, F. R., Castro, C. G., Valdivia, A. D. C. M., da Mota, A. S., Estrela, C., ... Soares, C. J. (2011). Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microscopy Research and Technique*. <https://doi.org/10.1002/jemt.20999>
- Oda, D., Tartari, T., Maenosono, R., Duarte, M., Moraes, I., Bramante, C., & Vivan, R. (2016). Smear Layer Na Endodontia, Preservar Ou Remover? *Smear Layer in Endodontics, Preserve or Remove?*, 35(1), 119–127. Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=115726563&site=ehost-live>
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016>
- Perdigão, J. (2016). *Restoration of Root Canal-Treated Teeth: An Adhesive Dentistry Perspective* (1st ed.). Springer International Publishing.
- Pereira, R., Valdívia, A., Bicalho, A., Franco, S., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Soares, C. (2015). Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. *Operative Dentistry*, 40(5), E206–E221. <https://doi.org/10.2341/14-115-L>
- Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Cury, À. H., Coniglio, I., Vulicevic, Z. R., ... Ferrari, M. (2007). The effect of sandblasting on adhesion of a dual-cured resin composite to methacrylic fiber posts: Microtensile bond strength and SEM evaluation. *Journal of Dentistry*, 35(6), 496–502. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.01.009>
- Rodrigues, R. V., Sampaio, C. S., Pacheco, R. R., Pascon, F. M., Puppini-Rontani, R. M., & Giannini, M. (2017). Influence of adhesive cementation systems on the bond

- strength of relined fiber posts to root dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.006>
- Sahafí, A., Peutzfeldt, A., Asmussen, E., & Gotfredsen, K. (2003). Retention and failure morphology of prefabricated posts. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 307–12. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15237877>
- Santos-Filho, P., Castro, C., Silva, G., Campos, R., & Soares, C. (2008). Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *International Endodontic Journal*, 41(6), 493–501. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01383.x>
- Santos-Filho, P., Veríssimo, C., Raposo, L., Noritomi, P., & Martins, L. (2014). Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1874–1878. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.07.015>
- Santos-Filho, P., Veríssimo, C., Soares, P. V., Saltarelo, R., Soares, C. J., & Marcondes Martins, L. (2014). Influence of Ferrule, Post System, and Length on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. *Journal of Endodontics*, 40(1), 119–123. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.09.034>
- Santos, R., Lima, E., Pontes, M., Nascimento, A., Montes, M., & Braz, R. (2014). Bond strength to dentin of total-etch and self-etch adhesive systems. *RGO - Revista Gaúcha de Odontologia*, 62(4), 365–370. <https://doi.org/10.1590/1981-8637201400040000022648>
- Sarkis-Onofre, R., Skupien, J., Cenci, M., Moraes, R., & Pereira-Cenci, T. (2014). The Role of Resin Cement on Bond Strength of Glass-fiber Posts Luted Into Root Canals: A Systematic Review and Meta-analysis of *In Vitro* Studies. *Operative Dentistry*, 39(1), E31–E44. <https://doi.org/10.2341/13-070-LIT>
- Schmage, P., Özcan, M., McMullan-Vogel, C., & Nergiz, I. (2005). The fit of tapered posts in root canals luted with zinc phosphate cement: A histological study. *Dental Materials*, 21(9), 787–793. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.01.012>
- Schwartz, R., & Robbins, J. (2004). Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. *Journal of Endodontics*, 30(5), 289–301. <https://doi.org/10.1097/00004770-200405000-00001>
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive - A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria E Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194–206.

- <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2014.07.004>
- Shillingburg, H., Sathr, D., Wilson, E., Cain, J., Mitchell, D., Blaco, L., & J., K. (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (4th ed.). Chicago, EUA: Quintessence Publishing.
- Silva, G. R., Santos-Filho, P. F., Simamoto-Júnior, P., Martins, L. R., Mota, A., & Soares, C. (2011). Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Brazilian Dental Journal*, 22(3), 230–237. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402011000300009>
- Soares, C. J., Valdivia, A. D. C. M., da Silva, G. R., Santana, F. R., & Menezes, M. de S. (2012). Longitudinal clinical evaluation of post systems: A literature review. *Brazilian Dental Journal*, 23(2), 135–140. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402012000200008>
- Souza, G., Braga, R. R., Cesar, P. F., & Lopes, G. C. (2015). Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 23(4), 358–68. <https://doi.org/10.1590/1678-775720140524>
- Teixeira, R. (2007). *Pinos Intra-Radiculares: Considerações Biomecânicas*. Uningá – Unidade De Ensino Superior Ingáfaculdade Ingá.
- Theodor, Y., Koesmaningati, H., & Gita, F. (2017). Adhesive capability of total-etch , self-etch , and Adhesive capability of total-etch , self-etch , and self-adhesive systems for fiber post cementation.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
- Webber, M. B. F., Michida, S. M. de A., Marson, F. C., de Oliveira, G. C., & Silva, C. de O. E. (2015). Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 7(4), 7–12. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25954063>

- West, N. X., & Joiner, A. (2014). Enamel mineral loss. *Journal of Dentistry*, 42, S2–S11.
[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(14\)50002-4](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(14)50002-4)
- Zicari, F., Coutinho, E., Scotti, R., Van Meerbeek, B., & Naert, I. (2013). Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dental Materials*, 29(4), e45–e52.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.001>

VIII. Anexos

Anexo 1 – Autorização para a realização deste estudo por parte da Comissão de Ética

Comissão de Ética



Proc. Interno nº 553

Ex.ma Senhora

Susana de Jesus Gomes Cortes

Monte de Caparica, 15 de março de 2017.

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado **"Influência da Retenção de um cimento dentário ao poste de fibra de vidro após diferentes pré tratamentos de superfície"**, foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof.ª Doutora Maria Fernanda de Mesquita

Anexo 2- Declaração da direção clínica para cedência de dentes



Declaração da Direção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização do trabalho de projeto final do Mestrado Integrado de Medicina Dentária

Código | IMP.CDEM.04_00

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: SUSANA DE JESUS COELHO CORTES Nº 110131
5º ANO M1 Medicina Dentária

TÍTULO DO TRABALHO: INFLUÊNCIA DA RETENÇÃO DE UM CIMENTO DENTÁRIO AO POSTE DE FIBRA DE VIDRO APÓS DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE.

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita – Presidente da Comissão de Ética,

O(a) aluno(a) SUSANA DE JESUS COELHO CORTES pode utilizar dentes monorradiculares (15) do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM).

Aguardo a aprovação da Comissão Científica e da Comissão de Ética, para cedência dos dentes.

Atenciosamente, com os melhores cumprimentos

Monte da Caparica, Fevereiro de 2017

Direção Clínica

Anexo 3 - Cálculo da área da amostra e comparação com a força obtida

| | Dente | r-raio (mm) | c-comprim ento (mm) | h- espessura (mm) | arc= $(r^2 \sin x^2 - 1) * (c/2r)$ | Área = $(arc * h)$ | F de Rutura (kN) | Mpa = $(\text{Área}/F \text{ de Rutura})$ | Desvio Padrão | n | Tipo de fratura |
|---------------------------------|-------|-------------|---------------------|-------------------|------------------------------------|--------------------|------------------|---|---------------|----|------------------|
| Grupo 1 - Grupo GC Etch & Rinse | 4 | 0,60 | 1,00 | 1,20 | 1,1821329 | 1,41856 | 0,015 | 94,5706352 | 28,571265 | 10 | Adesiva |
| | 6 | 0,60 | 1,00 | 0,90 | 1,18213294 | 1,06392 | 0,052 | 20,47574376 | | | Adesiva |
| | 9 | 0,60 | 1,00 | 1,30 | 1,18213294 | 1,536773 | 0,048 | 32,31229651 | | | Adesiva |
| | 10 | 0,60 | 1,00 | 0,90 | 1,18213294 | 1,06392 | 0,017 | 63,40403135 | | | Adesiva |
| | 16 | 0,60 | 1,00 | 1,20 | 1,18213294 | 1,41856 | 0,047 | 30,06059606 | | | Adesiva |
| | 21 | 0,60 | 1,00 | 0,80 | 1,18213294 | 0,945706 | 0,031 | 30,23357903 | | | Adesiva -cimento |
| | 22 | 0,60 | 1,00 | 1,10 | 1,18213294 | 1,300346 | 0,021 | 62,97076194 | | | Adesiva |
| | 24 | 0,60 | 1,00 | 1,10 | 1,18213294 | 1,300346 | 0,012 | 106,4113121 | | | Adesiva |
| | 27 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,021 | 57,19075665 | | | Adesiva |
| | 28 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,025 | 47,2853176 | | | Adesiva |
| Média | | | | | | 1,24124 | 0,029 | 54,49150302 | | | |

| | Dente | r-raio (mm) | c-comprim ento (mm) | h- espessura (mm) | arc= $(r^2 \sin x^2 - 1) * (c/2r)$ | Área | F de Rutura (kN) | Média Mpa | Desvio Padrão | n | Tipo de fratura |
|------------------------------|-------|-------------|---------------------|-------------------|------------------------------------|----------|------------------|-------------|---------------|----|------------------|
| Grupo 2 - Grupo GC Self Etch | 2 | 0,60 | 1,00 | 0,90 | 1,1821329 | 1,06392 | 0,015 | 70,9279764 | 17,0600678 | 10 | Adesiva |
| | 8 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,052 | 22,75082641 | | | Adesiva |
| | 11 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,048 | 24,8556127 | | | Adesiva |
| | 20 | 0,60 | 1,00 | 1,10 | 1,18213294 | 1,300346 | 0,037 | 35,35471001 | | | Coesiva de poste |
| | 26 | 0,60 | 1,00 | 1,10 | 1,18213294 | 1,300346 | 0,047 | 27,55554639 | | | Coesiva de poste |
| | 29 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,031 | 37,79197379 | | | Adesiva |
| | 30 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,021 | 57,24614722 | | | Mista |
| | 37 | 0,60 | 1,00 | 1,80 | 1,18213294 | 2,127839 | 0,042 | 50,39884633 | | | Adesiva |
| | 39 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,021 | 57,19075665 | | | Adesiva |
| | 40 | 0,60 | 1,00 | 1,30 | 1,18213294 | 1,536773 | 0,025 | 61,47091288 | | | Adesiva |
| Média | | | | | | 1,323989 | 0,034 | 44,55433088 | | | |

| | Dente | r-raio (mm) | c-comprim ento (mm) | h- espessura (mm) | arc= $(r^2 \sin x^2 - 1) * (c/2r)$ | Área | F de Rutura (kN) | Média Mpa | Desvio Padrão | n | Tipo de fratura |
|----------------------------------|-------|-------------|---------------------|-------------------|------------------------------------|----------|------------------|-------------|---------------|----|-----------------|
| Grupo 3 - Grupo GOA Etch & Rinse | 1 | 0,60 | 1,00 | 1,30 | 1,1821329 | 1,536773 | 0,015 | 102,4515215 | 29,07247498 | 10 | Adesiva |
| | 3 | 0,60 | 1,02 | 1,20 | 1,21918235 | 1,463019 | 0,052 | 28,15663632 | | | Coesiva poste |
| | 5 | 0,60 | 1,02 | 1,10 | 1,21918235 | 1,341101 | 0,048 | 28,19807796 | | | Adesiva |
| | 7 | 0,60 | 0,90 | 1,00 | 1,01767449 | 1,017674 | 0,017 | 60,64806286 | | | Adesiva |
| | 15 | 0,60 | 1,00 | 1,30 | 1,18213294 | 1,536773 | 0,047 | 32,56564573 | | | Adesiva |
| | 17 | 0,60 | 0,50 | 1,20 | 0,51573052 | 0,618877 | 0,031 | 19,78505822 | | | Adesiva |
| | 31 | 0,60 | 1,02 | 1,20 | 1,21918235 | 1,463019 | 0,021 | 70,84836916 | | | Mista |
| | 34 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,012 | 96,73755647 | | | Adesiva |
| | 35 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,021 | 57,19075665 | | | Adesiva |
| | 36 | 0,60 | 1,00 | 0,90 | 1,18213294 | 1,06392 | 0,025 | 42,55678584 | | | Coesiva poste |
| Média | | | | | | 1,240542 | 0,029 | 53,91384707 | | | |

| | Dente | r-raio (mm) | c-comprim ento (mm) | h- espessura (mm) | arc= $(r^2 \sin x^2 - 1) * (c/2r)$ | Área | F de Rutura (kN) | Média Mpa | Desvio Padrão | n | Tipo de fratura |
|-------------------------------|-------|-------------|---------------------|-------------------|------------------------------------|----------|------------------|-------------|---------------|----|-----------------|
| Grupo 4 - Grupo GOA Self Etch | 12 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,1821329 | 1,182133 | 0,015 | 78,80886267 | 28,92682255 | 10 | Adesiva |
| | 13 | 0,60 | 1,03 | 1,00 | 1,23841502 | 1,238415 | 0,052 | 23,83400729 | | | Coesiva cimento |
| | 14 | 0,60 | 1,00 | 1,20 | 1,18213294 | 1,41856 | 0,048 | 29,82673524 | | | Adesiva |
| | 18 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,017 | 70,44892372 | | | Adesiva |
| | 19 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,047 | 25,05049672 | | | Adesiva |
| | 23 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,031 | 37,79197379 | | | Adesiva |
| | 25 | 0,60 | 1,00 | 1,00 | 1,18213294 | 1,182133 | 0,021 | 57,24614722 | | | Adesiva |
| | 32 | 0,60 | 1,00 | 1,20 | 1,18213294 | 1,41856 | 0,012 | 116,0850678 | | | Adesiva |
| | 33 | 0,60 | 1,00 | 1,20 | 1,18213294 | 1,41856 | 0,021 | 68,62890798 | | | Adesiva |
| | 38 | 0,60 | 1,00 | 1,30 | 1,18213294 | 1,536773 | 0,025 | 61,47091288 | | | Adesiva |
| Média | | | | | | 1,294153 | 0,029 | 56,9120353 | | | |

Anexo 4 - Resultados obtidos após a análise estatística (ANOVA *two-way*)

Dependent Variable: MPA

| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. | Noncent. Parameter | Observed Power ^b |
|--------------------|-------------------------|----|-------------|---------|------|--------------------|-----------------------------|
| Corrected Model | 788,243 ^a | 3 | 262,748 | ,352 | ,788 | 1,056 | ,110 |
| Intercept | 94678,163 | 1 | 94678,163 | 126,853 | ,000 | 126,853 | 1,000 |
| Grupo | 448,836 | 1 | 448,836 | ,601 | ,444 | ,601 | ,117 |
| Tratamento | 14,949 | 1 | 14,949 | ,020 | ,888 | ,020 | ,052 |
| grupo * tratamento | 355,507 | 1 | 355,507 | ,476 | ,496 | ,476 | ,102 |
| Error | 21644,409 | 29 | 746,359 | | | | |
| Total | 120925,702 | 33 | | | | | |
| Corrected Total | 22432,652 | 32 | | | | | |

a. R Squared = ,035 (Adjusted R Squared = -,065)

b. Computed using alpha = ,05